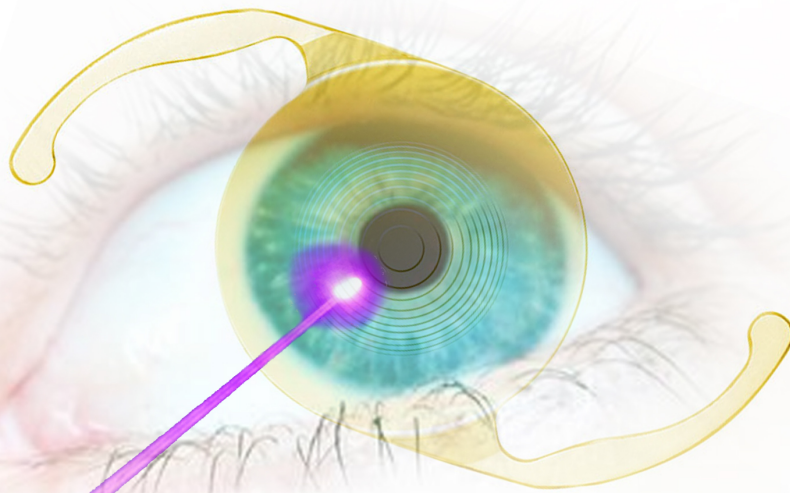




**ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ**  
**ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ**  
ΤΟΜΕΑΣ ΦΥΣΙΚΗΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Πειραματική μελέτη της αποδόμησης ενδοφακών  
και κερατοειδικών ιστών  
με την 5<sup>η</sup> αρμονική του laser Nd:YAG**



**Αποστολόπουλος Άγγελος**

**Επιβλέπουσα**

Μακροπούλου-Λουκογιαννάκη Μυρσίνη  
Αναπληρώτρια Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα 2014





## | Περίληψη |

Η παρούσα διπλωματική εργασία μελετά την αλληλεπίδραση της 5<sup>ης</sup> αρμονικής του Laser Nd:YAG ( $\lambda=213\text{ nm}$ ) με ενδοφακούς και κερατοειδικούς ιστούς.

Τα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν στο πλαίσιο της εργασίας χωρίζονται σε δύο διακριτές ενότητες. Αφενός πραγματοποιήθηκαν πειράματα σχετικά με την αλληλεπίδραση της 5ης αρμονικής του Laser Nd:YAG με ενδοφακούς και αφετέρου με κερατοειδικούς ιστούς.

Όσον αφορά στο πρώτο σκέλος, απώτερος σκοπός των πειραμάτων ήταν να εξεταστεί η δυνατότητα χρήσης της ακτινοβολίας laser, ως ένα εργαλείο υψηλής ποιότητας, για τη μορφοποίηση της επιφάνειας των ενδοφακών. Η μορφοποίηση της επιφάνειας του ενδοφακού από ένα σύστημα laser θα μπορούσε να του προσδώσει τις κατάλληλες οπτικές ιδιότητες, ώστε να ανταποκρίνεται όσο το δυνατό καλύτερα στις ιδιαίτερες ανάγκες του εκάστοτε ασθενούς.

Σε αυτή την κατεύθυνση πραγματοποιήθηκαν πειράματα αποδόμησης διαφόρων δειγμάτων ενδοφακών. Ακολούθησε ποσοτική και ποιοτική μελέτη των αποτελεσμάτων της ακτινοβολίας, με στόχο τον προσδιορισμό των κατάλληλων παραμέτρων της δέσμης laser, ώστε να επιτυγχάνεται αποτελεσματική και κυρίως ακριβής διαμόρφωση της επιφάνειας τους. Επιπλέον πραγματοποιήθηκε μαθηματική προσομοίωση των ρυθμών αποδόμησης των ενδοφακών, βασισμένη σε θεωρητικό μοντέλο, με σκοπό τον συσχηματισμό των παραμέτρων της δέσμης laser με φυσικές παραμέτρους του υλικού, καθώς και τη μελέτη της συνεισφοράς του φωτοθερμικού και φωτοχημικού μηχανισμού στην αποδόμηση.

Όσον αφορά στο δεύτερο σκέλος, εξετάστηκε η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας του Nd:YAG laser με την επιφάνεια κερατοειδικών ιστών. Σκοπός των πειραμάτων ήταν να εξεταστεί η χρήση του συγκεκριμένου laser ως εναλλακτική του laser ArF στη φωτοδιαθλαστική χειρουργική. Στα πειράματα ακτινοβολίας χρησιμοποιήθηκαν ως δείγματα κερατοειδικοί κρημνοί χοίρου, που είχαν παραχθεί από Femtosecond laser μικροκερατόμο. Επιπλέον στόχος ήταν η αξιολόγηση της μικροσκοπίας ατομικών δυνάμεων (AFM), ως τεχνικής απεικόνισης της μορφολογίας του κερατοειδούς, καθώς πρόκειται για μία πολλά υποσχόμενη τεχνική, για την οποία όμως μέχρι στιγμής έχουν δημοσιευθεί ελάχιστες έρευνες, κύρια όσον αφορά στη μελέτη της επιφάνειας του κερατοειδούς με αυτή.

## **|Abstract|**

The present thesis studies the interaction of the 5<sup>th</sup> harmonic of the Nd:YAG laser ( $\lambda=213$  nm) with intraocular lenses (IOLs) and corneal tissues. The experiments carried out in the context of this thesis were divided accordingly into two distinct parts: experiments regarding IOL's samples and experiments regarding corneal tissue.

In the first part, the purpose of these experiments was to examine the possibility of using laser radiation, as a high quality shaping tool of the IOL's surface. The shaping of the IOL's surface by a laser system, could provide the IOL with the ideal optical properties in order to better match the specific needs of each patient. With this goal in mind, ablation experiments on several IOL samples were performed. They were followed by a quantitative and qualitative study on the irradiation effects, in order to determine the suitable parameters of the laser beam for optimal surface shaping. The ablation rates were also mathematically simulated, based on a theoretical model, in order to correlate IOL's parameters with the technical characteristics of the laser beam and also for depicting the possible laser ablation mechanisms.

In the second part, the interaction of the Nd:YAG laser radiation with the corneal tissue surface was examined. The purpose of these experiments was to evaluate the use of this particular laser type as an alternative to the ArF laser in photorefractive surgery. The irradiation experiments were performed on porcine corneal flaps, that were initially made by a femtosecond laser microkeratome. A further aim was the evaluation of the Atomic Force Microscopy (AFM) as an imaging technique of the cornea's morphology. AFM is a very promising technique on which few studies have been published regarding the imaging of the corneal surface.

## **| Ευχαριστίες |**

Θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλλαν, στην εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας:

Καταρχήν, θερμές ευχαριστίες οφείλω στην επιβλέπουσά μου, Αν. Καθηγήτρια κα Μυρσίνη Μακροπούλου-Λουκογιαννάκη, τόσο για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε στην ανάθεση της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας, όσο και για την καθοδήγηση και τις συμβουλές της σε θέματα που αφορούν την ολοκλήρωσή της.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον Καθηγητή κο Αλέξανδρο Σεραφεινίδη για την βοήθειά του στην εκπόνηση της εργασίας, αλλά και για τις πολύτιμες συμβουλές του σε θέματα σχετικά με τα laser.

Επιπλέον ευχαριστώ τον φυσικό Δρ. Κωνσταντίνο Μπαχάρη για την παροχή των απαραίτητων δειγμάτων, ενδοφακών και πλακιδίων PMMA.

Ευχαριστώ επίσης την Δρ. Ελλάς Σπυράτου για τις συμβουλές και την βοήθειά της στην πειραματική διαδικασία και ειδικότερα στην αναλυτική τεχνική του AFM.

Τέλος οφείλω να ευχαριστήσω ξεχωριστά τον Σπήλιο Ζιδρόπουλο για την πολύωρη και εκτός ωραρίου βοήθειά του στη διεξαγωγή μετρήσεων στο SEM και στο προφιλόμετρο.



## | Περιεχόμενα |

Εισαγωγή	11
----------	----

### | Μέρος α' - Θεωρητικό |

<b>1. Ακτινοβολία Laser</b>	
1.1 Εισαγωγή	13
1.2 Laser στερεάς κατάστασης	16
1.2.1 Το Laser Nd:YAG	17
1.2.2 LItron Nano L 200-10	18
1.2.3 Q-switching	19
1.2.4 Παραγωγή αρμονικών συχνοτήτων	21
1.2.5 Παραγωγή 5 <sup>ης</sup> αρμονικής	23
1.3 Excimer lasers	27
1.4 Συγκριτικά Πλεονεκτήματα laser στερεάς κατάστασης με excimer laser	28
1.5 Femtosecond lasers	29
<b>2. Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας laser</b>	
2.1 Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας laser με πολυμερή	33
2.2 Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας laser με ιστούς	44
<b>3. Ο ανθρώπινος οφθαλμός και οι παθήσεις του</b>	
3.1 Ανατομία ανθρώπινου οφθαλμού	51
3.1.1 Ανατομία του κερατοειδούς	53
3.1.2 Ο κρυσταλλοειδής φακός	55
3.2 Σχηματισμός ειδώλων στον οφθαλμό	56
3.3 Διαθλαστικές παθήσεις του οφθαλμού	59
3.3.1 Μυωπία	59
3.3.2 Υπερμετρωπία	60
3.3.3 Αστιγματισμός	61
3.4 Εφαρμογές των laser στην διαθλαστική χειρουργική	62
3.4.1 Φωτοδιαθλαστική Κερατεκτομή (PRK)	63

3.4.2	Φωτοδιαθλαστική in situ Κερατοσμίλευση (LASIK)	64
3.4.3	Laser μικροκερατόμος	65
3.5	Πρεσβυωπία	68
3.6	Καταρράκτης	69
<b>4.</b>	<b>Ενδοφακοί</b>	
4.1	Υλικά ενδοφακών	71
4.2	Τύποι ενδοφακών οπισθίου θαλάμου	74

## | Μέρος β' - Πειραματικό |

### **5. Πειράματα αποδόμησης ενδοφακών με τη χρήση της 5<sup>ης</sup> αρμονικής του Nd:YAG laser, $\lambda=213\text{ nm}$**

5.1	Εισαγωγή	79
5.2	Πειραματική διαδικασία	82
5.3	Υπολογισμός του "spot size" της δέσμης laser	86
5.4	Θεωρητικό Μοντέλο	89
5.5	Ακτινοβόληση δειγμάτων PMMA	91
5.5.1	Ρυθμοί αποδόμησης δειγμάτων PMMA	92
5.5.2	Μελέτη ενδοφακού PMMA με τη χρήση ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης	96
5.6	Ακτινοβόληση υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών	101
5.6.1	Ρυθμοί αποδόμησης υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών	102
5.6.2	Μελέτη υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών με τη χρήση ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης	105
5.7	Ακτινοβόληση ενδοφακού σιλικόνης	111
5.7.1	Ρυθμός αποδόμησης ενδοφακού σιλικόνης	111
5.7.2	Μελέτη ενδοφακού σιλικόνης με τη χρήση ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης	112
5.8	Συμπεράσματα	115



## **6. Πειράματα αποδόμησης κερατοειδικών κρημνών χοίρου με την 5<sup>η</sup> αρμονική του Nd:YAG laser, $\lambda=213\text{ nm}$**

6.1	Εισαγωγή	119
6.2	Πειραματική διαδικασία	122
6.3	Πειραματικά αποτελέσματα	125
6.3.1	Εξέταση δειγμάτων από την πλευρά του στρώματος	126
6.3.2	Εξέταση δειγμάτων από την πλευρά του επιθηλίου	131
6.4	Μέτρηση του μέτρου ελαστικότητας του κερατοειδούς με την τεχνική της φασματοσκοπίας δυνάμεων του AFM	137
6.5	Συμπεράσματα	144
	<b>  Παράρτημα  </b>	149
	<b>  Βιβλιογραφία  </b>	163



## | Εισαγωγή |

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στο Εργαστήριο "Ανάπτυξη Laser και Εφαρμογές τους" του Τομέα Φυσικής της Σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου. Σκοπός της είναι η μελέτη της αλληλεπίδρασης της 5<sup>ης</sup> αρμονικής του Laser Nd:YAG με ενδοφακούς και κερατοειδικούς ιστούς. Αποτελεί μέρος μίας ευρύτερης ερευνητικής προσπάθειας που πραγματοποιήθηκε σε συνεργασία με τους συναδέλφους Χρήστο Ευαγγελάτο και Δήμητρα Λάγιου, υπό την καθοδήγηση της αναπληρώτριας καθηγήτριας Μ.Μακροπούλου και του καθηγητή Α.Α.Σεραφετινίδη. Κοινός παρονομαστής των πειραμάτων της ομάδας ήταν η μελέτη της 5<sup>ης</sup> αρμονικής του Laser Nd:YAG και η αλληλεπίδρασή της με διαφορετικά υλικά.

Τα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν στο πλαίσιο της εργασίας χωρίζονται σε δύο διακριτές ενότητες. Αφενός πραγματοποιήθηκαν πειράματα σχετικά με την αλληλεπίδραση της 5<sup>ης</sup> αρμονικής του Laser Nd:YAG με ενδοφακούς και αφετέρου με κερατοειδικούς ιστούς.

Όσον αφορά στην πρώτη ενότητα, απώτερος σκοπός των πειραμάτων ήταν να εξεταστεί η δυνατότητα χρήσης της ακτινοβολίας laser, ως ένα εργαλείο υψηλής ποιότητας, για τη μορφοποίηση της επιφάνειας των ενδοφακών. Η μορφοποίηση της επιφάνειας του ενδοφακού από ένα σύστημα laser θα μπορούσε να του προσδώσει κατάλληλες οπτικές ιδιότητες, ώστε να ανταποκρίνεται όσο το δυνατόν καλύτερα στις ιδιαίτερες ανάγκες του εκάστοτε ασθενούς.

Σε αυτήν την κατεύθυνση πραγματοποιήθηκαν πειράματα αποδόμησης διαφόρων δειγμάτων ενδοφακών. Ακολούθησε ποσοτική και ποιοτική μελέτη των αποτελεσμάτων της ακτινοβόλησης, με στόχο να προσδιορισθούν οι κατάλληλες παράμετροι της δέσμης laser, ώστε να γίνεται αποτελεσματική και κυρίως ακριβής διαμόρφωση της επιφάνειας των ενδοφακών. Επιπλέον πραγματοποιήθηκε μαθηματική προσομοίωση των ρυθμών αποδόμησης, βασισμένη σε θεωρητικό μοντέλο, με σκοπό τον συσχετισμό των παραμέτρων της δέσμης laser με φυσικές παραμέτρους του υλικού, καθώς και τη μελέτη της συνεισφοράς του φωτοθερμικού και φωτοχημικού μηχανισμού στην αποδόμηση. Αποτελέσματα της παραπάνω έρευνας έχουν δημοσιευθεί και παρουσιαστεί σε επιστημονικά συνέδρια<sup>[5],[47]</sup>.

Όσον αφορά στο δεύτερο σκέλος, εξετάστηκε η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας του Nd:YAG laser με την επιφάνεια κερατοειδικών ιστών. Σκοπός των πειραμάτων ήταν να εξεταστεί η χρήση του συγκεκριμένου laser ως εναλλακτική του laser ArF

στη φωτοδιαθλαστική χειρουργική. Ως δείγματα χρησιμοποιήθηκαν κερατοειδικοί κρημνοί χοίρου που είχαν παραχθεί από Femtosecond laser μικροκερατόμο. Επιπλέον στόχος ήταν να αξιολογηθεί η μικροσκοπία ατομικών δυνάμεων (AFM) ως τεχνική απεικόνισης της μορφολογίας του κερατοειδούς, καθώς πρόκειται για μία πολλά υποσχόμενη τεχνική, για την οποία όμως μέχρι στιγμής έχουν δημοσιευθεί ελάχιστες έρευνες, κύρια όσον αφορά στη μελέτη της επιφάνειας του κερατοειδούς με αυτή.

Η εργασία χωρίζεται σε δύο μέρη, το θεωρητικό και το πειραματικό, τα οποία αποτελούνται από τέσσερα (4) και δύο (2) κεφάλαια αντίστοιχα. Αναλυτικότερα:

Το κεφάλαιο 1 είναι αφιερωμένο στα laser. Συγκεκριμένα αναλύονται τύποι laser καθώς και τεχνικές, οι οποίες χρησιμοποιήθηκαν ή αναφέρονται στην παρούσα εργασία. Επιπλέον υπάρχει μια εκτενέστερη ανάλυση της συσκευής laser Nd:YAG με την οποία πραγματοποιήθηκαν τα πειράματα, καθώς και της μεθόδου παραγωγής της 5<sup>ης</sup> αρμονικής του.

Στο κεφάλαιο 2 αναλύονται οι τρόποι με τους οποίους το laser αλληλεπιδρά με την ύλη και συγκεκριμένα με τα πολυμερικά υλικά και τους βιολογικούς ιστούς, όπου εστιάζει ειδικότερα η παρούσα εργασία.

Στο κεφάλαιο 3 γίνεται μια εισαγωγή στα βασικά μέρη της ανατομίας του ανθρώπινου οφθαλμού, καθώς και στις διαθλαστικές ανωμαλίες της όρασης. Επιπλέον περιγράφονται οι τρόποι αντιμετώπισης των διαθλαστικών παθήσεων των οφθαλμών με τη χρήση ακτινοβολίας laser. Τέλος γίνεται μια αναφορά στην πάθηση του καταρράκτη, καθώς και στην επέμβαση αφαίρεσης του κρυσταλλοειδούς φακού και αντικατάστασης του με πολυμερικό ενδοφακό.

Το κεφάλαιο 4 αφορά στους ενδοφακούς οπισθίου θαλάμου. Αναλύονται τα υλικά κατασκευής τους, καθώς και οι διάφοροι τύποι τους, δίνοντας ιδιαίτερη έμφαση στους πολυεστερικούς ενδοφακούς.

Στο β' μέρος της εργασίας και συγκεκριμένα στο κεφάλαιο 5 και 6 περιγράφονται και παρουσιάζονται τα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν πάνω στους ενδοφακούς και τους κερατοειδικούς ιστούς αντίστοιχα. Η δομή των δύο πειραματικών κεφαλαίων είναι η ακόλουθη: Στην εισαγωγή του εκάστοτε κεφαλαίου αναφέρεται ο σκοπός των πειραμάτων. Στη συνέχεια περιγράφεται η πειραματική διαδικασία, ακολουθούμενη από παρουσίαση και ανάλυση των πειραματικών αποτελεσμάτων. Τέλος γίνεται σχολιασμός των αποτελεσμάτων και διατυπώνονται συμπεράσματα καθώς και μελλοντικές προοπτικές.

Στο τέλος της εργασίας παρατίθεται παράρτημα όπου περιγράφεται αναλυτικότερα η τεχνική της Μικροσκοπίας Ατομικών Δυνάμεων (AFM).

## | Μέρος α' - Θεωρητικό |

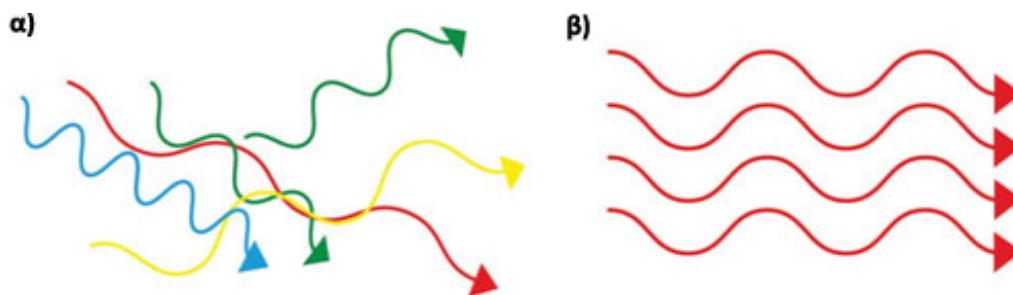
## | Ακτινοβολία Laser |

## 1.1 Εισαγωγή

Τα θεωρητικά θεμέλια πάνω στα οποία βασίζεται η τεχνολογία laser τέθηκαν το 1917 από τον Albert Einstein, ο οποίος έδειξε ότι απαραίτητη προϋπόθεση για τη λειτουργία τους, είναι η διαδικασία της εξαναγκασμένης εκπομπής. Λειτουργία laser σε οπτικές συχνότητες επετεύχθητε για πρώτη φορά αρκετά χρόνια αργότερα, με την κατασκευή του laser Ρουβινίου από τον T.H. Maiman το 1960. Το συγκεκριμένο laser εξέπεμπε ακτινοβολία με μήκος κύματος  $\lambda=694 \mu m$ .

Τα συστήματα laser εμφανίζουν κάποιες χαρακτηριστικές ιδιότητες που τα διαφοροποιούν από τις υπόλοιπες κλασικές πηγές. Οι ιδιότητες αυτές είναι η **μονοχρωματικότητα**, η **κατευθυντικότητα**, η **οπτική συμφωνία** και η **λαμπρότητα**.

- Η **μονοχρωματικότητα** καθιστά την ακτινοβολία laser ως την πηγή φωτός με την καλύτερη υπαρκτή προσέγγιση προς το απόλυτα μονοχρωματικό φως.
- Η **κατευθυντικότητα** σχετίζεται με το ελάχιστο άνοιγμα της δέσμης, που ορίζεται σαν την γωνία που σχηματίζει η εξωτερική ακτίνα της με τον άξονα που περνάει από το κέντρο της. Η γωνία αυτή ανέρχεται σε μερικά mrad, που αντιστοιχεί σε μια αύξηση της διαμέτρου της δέσμης κατά 1 mm ανά μέτρο διαδρομής.
- **Οπτική συμφωνία** σημαίνει ότι τα φωτόνια που εκπέμπονται από το laser βρίσκονται σε φάση τόσο χρονικά όσο και χωρικά, με αποτέλεσμα να υπάρχει πολύ υψηλή συσχέτιση των χαρακτηριστικών τους σε διαφορετικά σημεία στο χώρο και στο χρόνο. Οι υπόλοιπες ιδιότητες της ακτινοβολίας laser είναι ουσιαστικά συνέπειες της μεγάλης οπτικής συμφωνίας της.



εικ. 1.1: α) φυσικό φως, β) ακτινοβολία laser

- Ως **λαμπρότητα** μιας πηγής ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας ορίζεται η ισχύς που εκπέμπει ανά μονάδα επιφάνειας και ανά μονάδα στερεάς γωνίας. Η μεγάλη κατευθυντικότητα της δέσμης laser έχει ως συνέπεια ακόμα και ένα laser χαμηλής ισχύος να έχει τάξεις μεγέθους μεγαλύτερη λαμπρότητα από αυτή των περισσότερων συμβατικών πηγών.

Παρά τα μοναδικά χαρακτηριστικά του, το laser θεωρήθηκε αρχικά μιας περιορισμένης χρησιμότητας ανακάλυψη, πέραν της βασικής έρευνας. Η δυνατότητα του laser να συγκεντρώνει υψηλή ποσότητα ενέργειας σε μικρή επιφάνεια είχε σαν συνέπεια τις πρώτες πρακτικές εφαρμογές του στη βιομηχανία, οι οποίες περιελάμβαναν τη διάτρηση, το κόψιμο και τη συγκόλληση των μετάλλων. Αυτές οι μέθοδοι βασίζονται στην απομάκρυνση μέρος του υλικού μέσω της έντονης ακτινοβολίας του με ισχυρή δέσμη laser, μια διαδικασία που έχει καθιερωθεί στη βιβλιογραφία με τον όρο "laser ablation". Στην αρχή η αποδόμηση με laser ήταν μια ελάχιστα πιο εξελιγμένη τεχνική για την επεξεργασία των υλικών σε σχέση με τις συμβατικές. Παρ' όλα αυτά, η εξέλιξη και η ωρίμανση τόσο των τεχνικών κατεργασίας με laser, όσο και των ίδιων των πηγών κατά τις δεκαετίες '70 και '80 ήταν ραγδαία, με αποτέλεσμα στις μέρες μας τα laser να βρίσκουν ευρεία χρήση στη βιομηχανία, καθώς υπερτερούν των συμβατικών εργαλείων σε πολλούς τομείς.

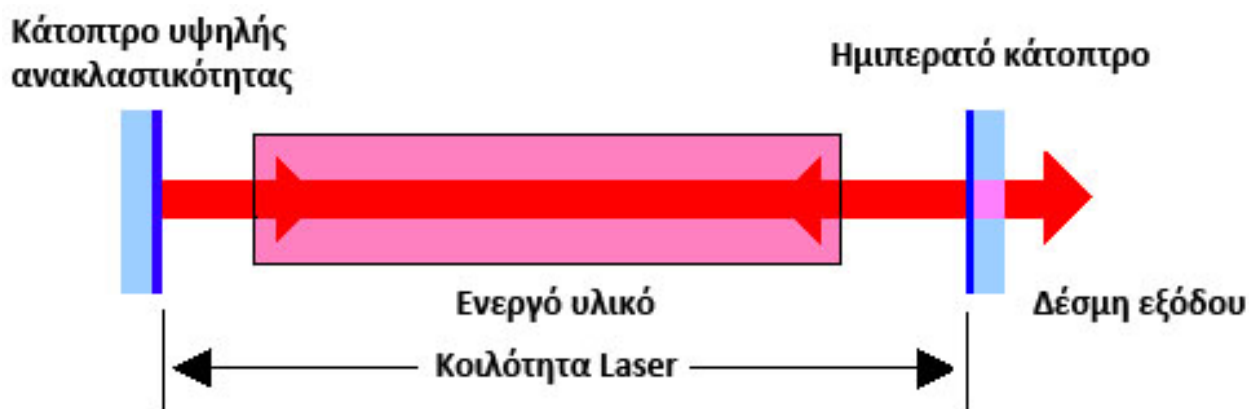
Σήμερα το laser, εκτός από το πλήθος εφαρμογών που έχει βρει σε πολλούς τομείς της επιστημονικής έρευνας, της βιομηχανίας, την ιατρικής κ.α., αποτελεί ένα ισχυρό εργαλείο με το οποίο μπορούν να σχηματιστούν τρισδιάστατες δομές σε κάθε σχεδόν υλικό.

Τα βασικά μέρη από τα οποία αποτελείται ένα σύστημα laser είναι το **ενεργό υλικό**, ο **μηχανισμός άντλησης ενέργειας** και το **οπτικό αντηχείο**. Για να πραγματοποιηθεί εκπομπή ακτινοβολίας laser πρέπει να δημιουργηθούν συνθήκες αντιστροφής πληθυσμών μέσα στο υλικό. Αυτό σημαίνει ότι το πλήθος των μορίων, ή ατόμων, ανά μονάδα όγκου που βρίσκονται σε υψηλότερες ενεργειακά καταστάσεις είναι μεγαλύτερο από εκείνο όσων βρίσκονται σε χαμηλότερες ενεργειακά καταστάσεις. Κάθε υλικό το οποίο παρουσιάζει αναστροφή πληθυσμών καλείται ενεργό υλικό. Το υλικό αυτό μπορεί να βρίσκεται σε αέρια, υγρή ή στερεή κατάσταση.

Για να δημιουργηθεί και να συντηρηθεί η αναστροφή πληθυσμών μέσα στο ενεργό υλικό χρειάζεται μια ενεργειακή πηγή που θα αποτελέσει το μηχανισμό άντλησης. Μια τέτοια πηγή μπορεί να είναι η ακτινοβολία μιας λυχνίας έκλαμψης, μια ηλεκτρική εκκένωση, μια χημική αντίδραση ακόμα και η ακτινοβολία ενός άλλου laser.

Το οπτικό αντηχείο αποτελεί τη μέθοδο εγκλωβισμού στο χώρο που βρίσκεται το ενεργό υλικό, τμήματος της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που δημιουργείται από τις αποδιεγέρσεις των ατόμων προς τη βασική κατάσταση. Σκοπός είναι να προκληθεί περαιτέρω εξαναγκασμένη εκπομπή από άλλα διεγερμένα άτομα. Το οπτικό αντηχείο αποτελείται από το ενεργό υλικό, το οποίο βρίσκεται ανάμεσα σε δύο κάτοπτρα, το ένα με πολύ υψηλή ανακλαστικότητα ( $R \approx 100\%$ ) και ένα δεύτερο ημιπερατό ( $R \approx 50-95\%$ ), ώστε να διαφεύγει το τμήμα της ακτινοβολίας που αποτελεί τη δέσμη εξόδου.

Μια σχηματική διάταξη ενός αντηχείου laser με τα βασικά του μέρη απεικονίζεται στο σχήμα της εικόνας 1.2.



**εικ. 1.2:** Σχηματική αναπαράσταση των βασικών τμημάτων που αποτελούν το οπτικό αντηχείο ενός laser. [εικόνα τροποποιημένη από [http://www.davincisworld.com/Light/LaserTutorial/ld\\_5.gif](http://www.davincisworld.com/Light/LaserTutorial/ld_5.gif)]

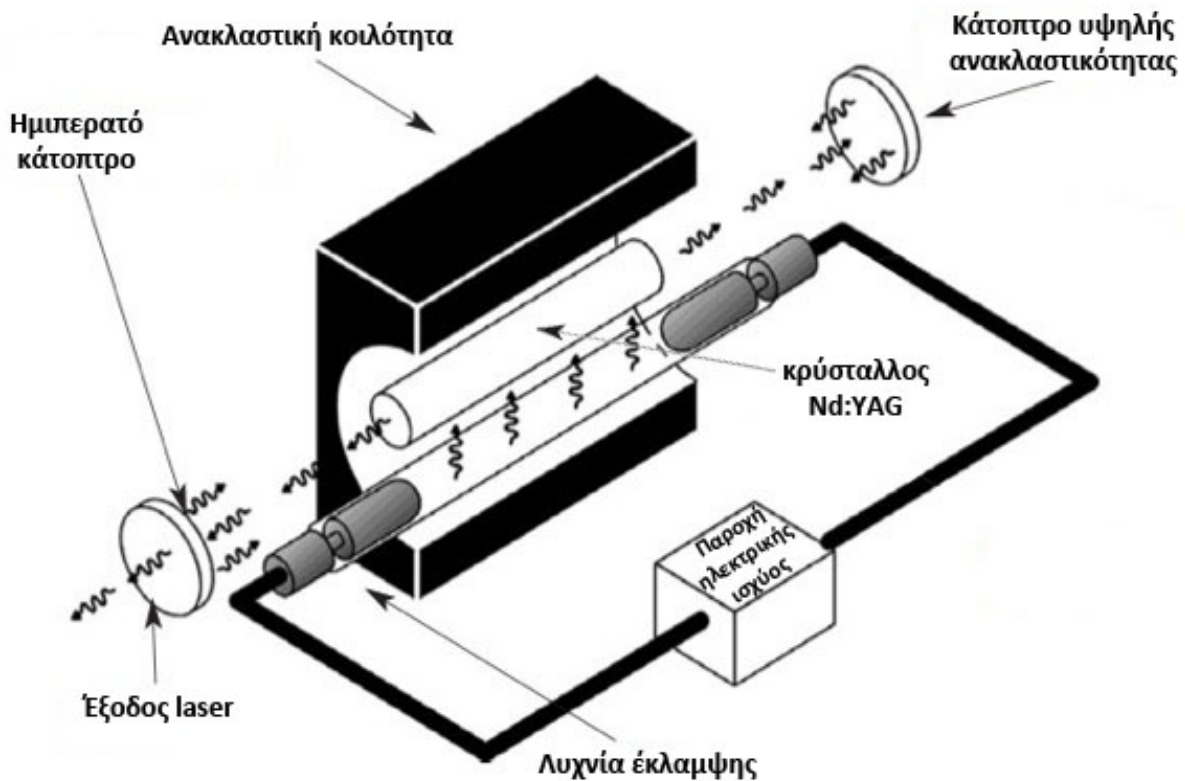
Τα διάφορα συστήματα laser μπορούμε να τα κατατάξουμε σε κατηγορίες ανάλογα με το ενεργό υλικό, το μήκος κύματος εκπομπής, τον τρόπο εκπομπής της ακτινοβολίας και το είδος της ενέργειας άντλησης. Όσον αφορά στο είδος του ενεργού υλικού, μπορούμε να κατατάξουμε τα laser σε αερίων, υγρών και στερεάς κατάστασης.

Για τις ανάγκες της παρούσας διπλωματικής θα αναλυθούν περισσότερο συγκεκριμένα laser από τις οικογένειες των laser στερεάς κατάστασης και αερίων. Από τα laser στερεάς κατάστασης θα αναλυθεί το Nd:YAG. Θα ασχοληθούμε επίσης και με μια υποκατηγορία των laser αερίων, τα laser διεγερμένων διμερών, γνωστά και ως excimer laser, τα οποία εκπέμπουν στο υπεριώδες.

## 1.2 Laser στερεάς κατάστασης

Στα laser στερεάς κατάστασης ανήκουν τα laser μονωτών με προσμείξεις, καθώς και τα laser ημιαγωγών, τα οποία δεν θα μας απασχολήσουν περισσότερο στην παρούσα εργασία. Τα laser μονωτών με προσμείξεις αποτελούνται από κρυστάλλους ή γυαλί, μέσα στους οποίους έχουν εισαχθεί σκόπιμα προσμείξεις ιόντων μετάλλων μετάβασης ή σπάνιων γαιών, τα οποία παίζουν το ρόλο του ενεργού υλικού. Ως μέσο διέγερσης χρησιμοποιούν την οπτική άντληση από λυχνίες έκλαμψης ή λαμπτήρες τόξου. Σε μια τυπική διάταξη το ενεργό μέσο έχει τη μορφή ράβδου και τοποθετείται με τέτοιο τρόπο, ώστε ο άξονας που περνάει από το κέντρο της ράβδου να βρίσκεται στο σημείο εστίασης μιας ελλειπτικής ανακλαστικής κοιλότητας. Η λυχνία άντλησης τοποθετείται στην άλλη εστία της έλλειψης, ώστε να εξασφαλίζεται ότι το μεγαλύτερο μέρος της ακτινοβολίας της θα περνά διαμέσου της ράβδου laser.

Τα τελευταία χρόνια για την οπτική άντληση χρησιμοποιούνται και δίοδοι laser, λόγω της υψηλής τους αποδοτικότητας και του ολοένα μειούμενου κόστους.



**εικ. 1.3:** Σχηματική αναπαράσταση αρχής λειτουργίας ενός τυπικού laser στερεάς κατάστασης. [Εικόνα τροποποιημένη από <http://www.directedlight.com/wp-content/uploads/Nd-YAG-laser-optically-pumped-Xenon-Krypton-lamp.jpg>]

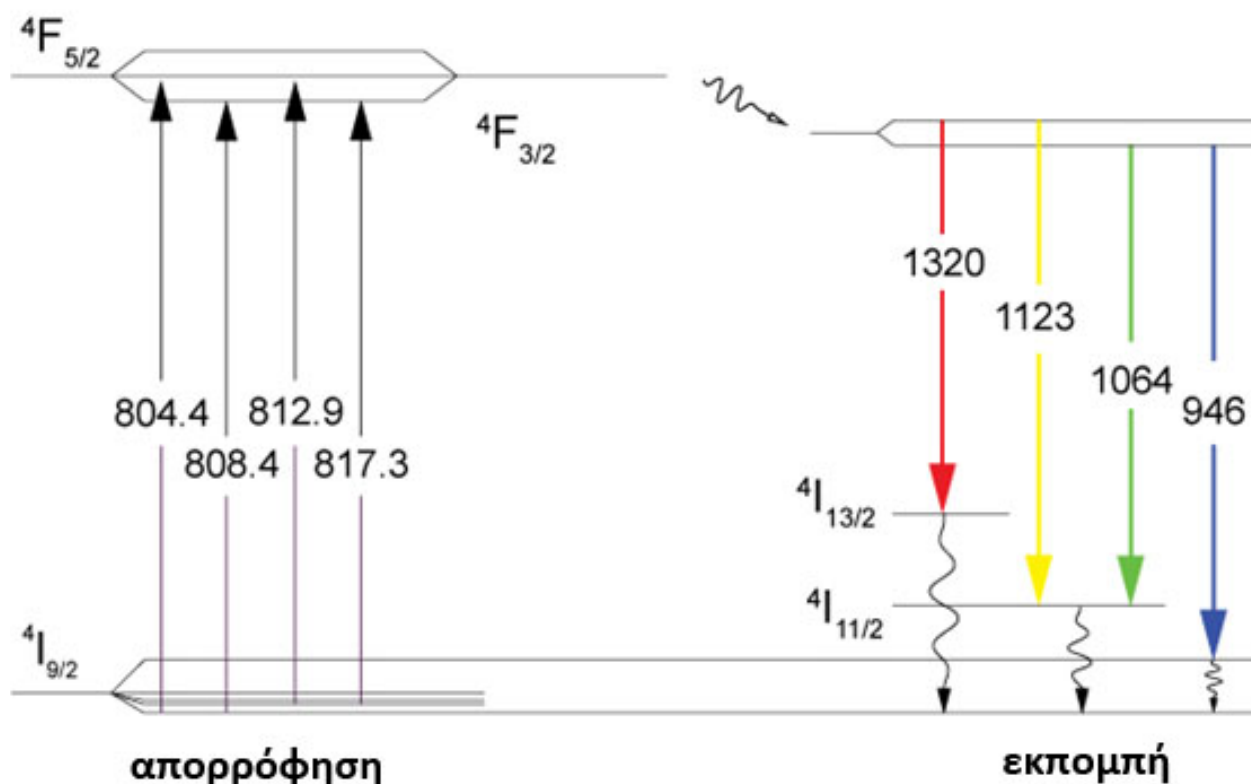


### 1.2.1 Το Laser Nd:YAG

Το Nd:YAG είναι το πιο δημοφιλές laser στερεάς κατάστασης. Το ενεργό μέσο είναι το αργλικό ύπτριο,  $Y_3Al_5O_{12}$  (Yttrium Aluminum Garnet-YAG) στο οποίο χρησιμοποιείται ως πρόσμιξη το μεταλλικό ιόν σπάνιας γαίας, νεοδύμιο  $Nd^{+3}$ .

Οι μεταβάσεις laser φαίνονται στο απλοποιημένο ενεργειακό διάγραμμα της εικόνας 1.4 για το ιόν του νεοδυμίου στο YAG. Από τις γραμμές στις οποίες μπορεί να ταλαντωθεί το συγκεκριμένο laser, η πιο ισχυρή και κοινά χρησιμοποιούμενη είναι η  $\lambda=1064\text{ nm}$  στο εγγύς υπέρυθρο, που προκύπτει από τις μεταπτώσεις  ${}^4F_{3/2} \rightarrow {}^4F_{3/2}$ .

Όπως φαίνεται στην εικόνα 1.4 το laser Nd:YAG είναι ένα σύστημα τεσσάρων επιπέδων, με αποτέλεσμα να μπορεί να λειτουργήσει είτε σε συνεχή λειτουργία, είτε παλμικά.

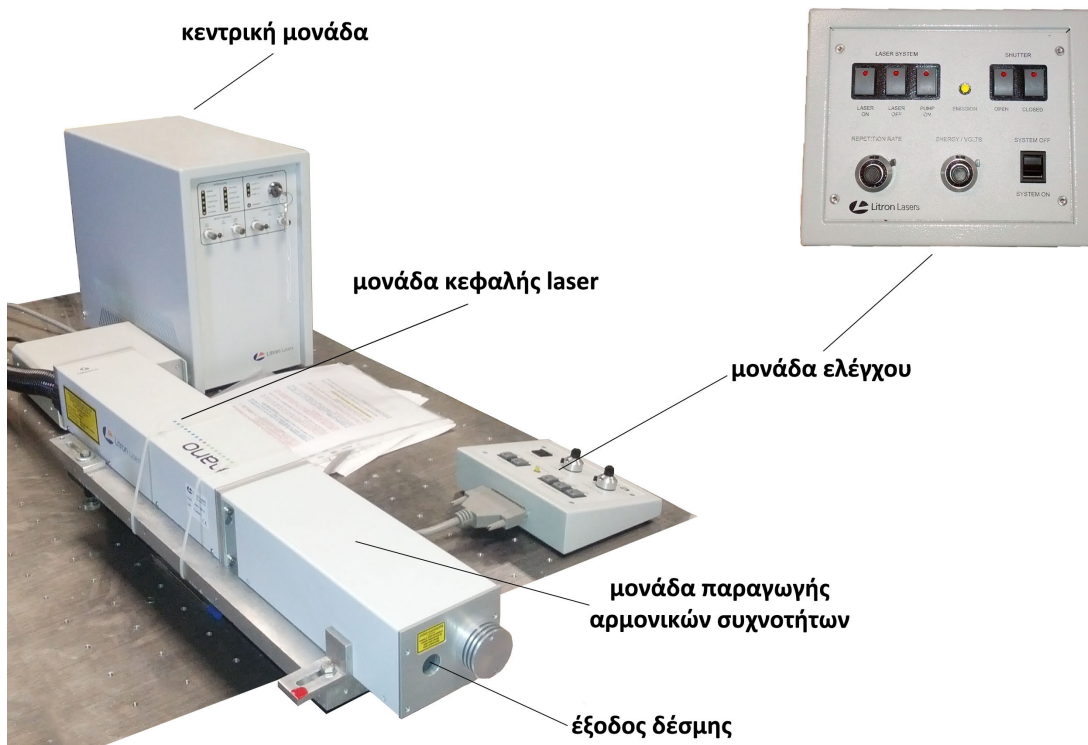


**εικ. 1.4:** Απλοποιημένο ενεργειακό διάγραμμα ενός Nd:YAG laser |Εικόνα τροποποιημένη από [http://photonics.lid-didactic.de/images/Energy%20level%20diagram\\_1\\_Z.jpg](http://photonics.lid-didactic.de/images/Energy%20level%20diagram_1_Z.jpg)|

### 1.2.2 Litron Nano L 200-10

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας έγινε χρήση ενός εμπορικού Nd:YAG laser της εταιρίας Litron (μοντέλο Nano L 200-10). Το συγκεκριμένο σύστημα αποτελείται από δύο κύριες μονάδες, την κεντρική μονάδα και τη μονάδα κεφαλής.

Η κεντρική μονάδα εσωκλείει όλα τα μέρη που είναι απαραίτητα για την τροφοδοσία του laser με υψηλή τάση, καθώς και μια αντλία παροχής απιονισμένου νερού για την ψύξη του συστήματος κρυστάλλου-λυχνίας έκλαμψης. Η μονάδα κεφαλής laser περιέχει τον κρύσταλλο Nd:YAG, τη λυχνία έκλαμψης, καθώς και όλα τα άλλα εξαρτήματα που συνθέτουν ένα οπτικό αντηχείο. Οι δύο μονάδες συνδέονται μεταξύ τους με έναν σωλήνα, ο οποίος περιέχει τα καλώδια παροχής υψηλής τάσης για την διέγερση του κρυστάλλου, καθώς και τους σωλήνες που μεταφέρουν το απιονισμένο νερό για την ψύξη του. Στο μπροστινό μέρος της μονάδας κεφαλής συνδέεται η μονάδα παραγωγής αρμονικών συχνοτήτων, η οποία περιγράφεται αναλυτικότερα στην ενότητα 1.2.5. Ο χειρισμός του συστήματος γίνεται από μια ξεχωριστή μονάδα ελέγχου. Από τη μονάδα αυτή μπορεί να ρυθμιστεί η τάση που εφαρμόζεται στην λυχνία έκλαμψης που διεγείρει τον κρύσταλλο, καθώς και η επαναληπτικότητα του laser. Η μέγιστη τιμή της τελευταίας είναι τα 10Hz.



εικ. 1.5: Το laser Nd:YAG Nano L 200-10 της εταιρίας Litron.

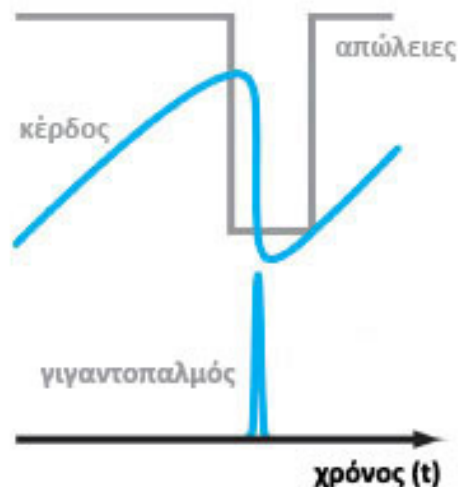
### 1.2.3 Q-switching

Το συγκεκριμένο σύστημα παρήγαγε παλμούς με χρονική διάρκεια 6-9ns σε λειτουργία μετατρεπόμενου Q (Q-switching). Η τεχνική αυτή επιτρέπει την παραγωγή παλμών laser μικρής χρονικής διάρκειας και μεγάλης έντασης με αποτέλεσμα να αυξάνεται δραματικά η ισχύς κορυφής. Ο παράγοντας Q είναι ένα μέτρο της ποιότητας του αντηχείου και ορίζεται ως ο λόγος της αποθηκευμένης ενέργειας στο αντηχείο E προς τις απώλειες της ενέργειας του  $-\frac{dE}{dt}$ . Εντός μιας περιόδου δίνεται από τη σχέση<sup>[98]</sup>

$$Q = -\omega \frac{E}{\frac{dE}{dt}} \quad |1.1|$$

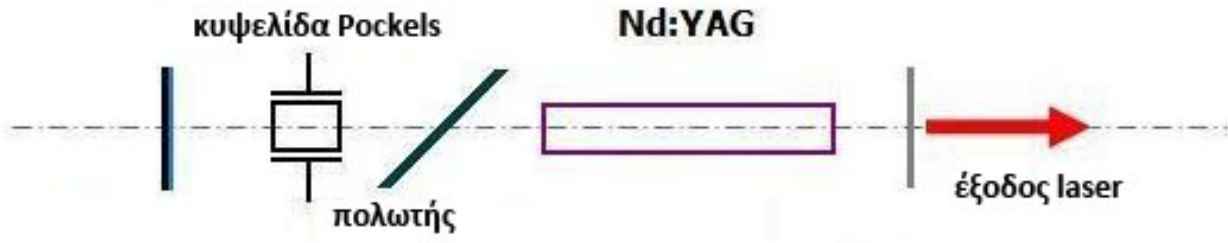
Υψηλό Q συνεπάγεται χαμηλότερο ρυθμό απωλειών σε σχέση με την αποθηκευμένη ενέργεια στον οπτικό ταλαντωτή σε κάθε κύκλο ταλάντωσης. Η λειτουργία Q-switching βασίζεται στην ελεγχόμενη μεταβολή της τιμής αυτού του παράγοντα. Αρχικά γίνεται άντληση του laser έχοντας αυξηθεί με κάποιο τεχνητό τρόπο τις απώλειες μέσα στο αντηχείο (δηλαδή έχουμε μικρό παράγοντα Q). Με αυτόν τον τρόπο η ενέργεια άντλησης δεν εξέρχεται από το οπτικό αντηχείο με τη μορφή δέσμης laser, αλλά “αποταμιεύεται” στο άνω ενεργειακό επίπεδο laser. Ο πληθυσμός αυτού του επιπέδου αυξάνει σε πολύ μεγαλύτερο βαθμό σε σχέση με την περίπτωση που ο παράγοντας Q παρέμενε υψηλός. Η αντιστροφή πληθυσμών αυξάνει ως μια μέγιστη τιμή κορεσμού, αφού από ένα σημείο και μετά έχουμε απώλειες, κυρίως λόγω αυθόρμητης εκπομπής.

Αν τη στιγμή που έχει επιτευχθεί αυτή η μέγιστη τιμή, μειώσουμε απότομα τις απώλειες στην οπτική κοιλότητα (αυξήσουμε το Q), τότε ο μεγάλος αριθμός σωματιδίων που έχει συγκεντρωθεί στο άνω επίπεδο laser αποδιεγείρεται, αρχικά με αυθόρμητη και στη συνέχεια με εξαναγκασμένη εκπομπή με αποτέλεσμα τη δημιουργία ενός γιγαντιαίου παλμού [εικ. 1.6].



**εικ. 1.6:** Αρχή λειτουργίας της τεχνικής Q-switching σε διάστημα μιας περιόδου. [Εικόνα τροποποιημένη από [70]]

Υπάρχουν διάφορες τεχνικές για την ελεγχόμενη μεταβολή των απωλειών στην οπτική κοιλότητα, ώστε να έχουμε λειτουργία Q-switching. Το συγκεκριμένο laser Nd:YAG με το οποίο πραγματοποιήθηκαν τα πειράματα, χρησιμοποιεί ηλεκτροπτικούς κρυστάλλους Pockels ως μέσω μεταβολής των απωλειών, που είναι η πιο συνηθισμένη λύση για λειτουργία Q-switching. Μια τέτοια κυψελίδα τοποθετείται μαζί με έναν πολωτή εντός της κοιλότητας του laser, όπως φαίνεται στην εικόνα 1.7.



**εικ. 1.7:** Κυψελίδα Pockels και πολωτής εντός του οπτικού αντηχείο για λειτουργία Q-switching.

Εφαρμόζοντας τάση στην κυψελίδα, αυτή εμφανίζει διπλοθλαστικότητα και λειτουργεί σαν ένα πλακίδιο καθυστέρησης φάσης  $\lambda/4$ . Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα το γραμμικά πολωμένο φως του πολωτή να μετατρέπεται σε κυκλικά πολωμένο, όταν περάσει μέσα από την κυψελίδα.

Στη συνέχεια το φως ανακλάται στο κάτοπτρο και η διεύθυνση της πόλωσής του αντιστρέφεται. Έτσι, καθώς περνά ξανά μέσα από την κυψελίδα, εξέρχεται πολωμένο σε διεύθυνση κάθετη προς αυτή που είχε αρχικά. Ως εκ τούτου, το φως δεν μπορεί να διαδοθεί μέσω του πολωτή. Σε αυτή την κατάσταση ο συντελεστής Q είναι πολύ μικρός και οι απώλειες εντός της κοιλότητας μεγάλες. Όταν μηδενίζεται η τάση στην κυψελίδα, δεν συντελείται η στροφή του άξονα πόλωσης και το Q παίρνει μεγάλες τιμές. Ο μηδενισμός της τάσης στην κυψελίδα πρέπει να είναι καλά συγχρονισμένος με τον μηχανισμό άντλησης και ακαριαίος, ώστε να έχουμε αποτελεσματική λειτουργία Q-switching.

### 1.2.4 Παραγωγή αρμονικών συχνοτήτων

Μπροστά από τη μονάδα κεφαλής που περιείχε τον κρύσταλλο Nd:YAG ήταν προσαρμοσμένη μια επιπρόσθετη μονάδα, η οποία περιείχε όλα τα απαραίτητα οπτικά στοιχεία για την παραγωγή των αρμονικών συχνοτήτων του θεμελιώδους μήκους κύματος  $\lambda=1064 \text{ nm}$ .

Για την παραγωγή της δεύτερης αρμονικής είναι απαραίτητη η χρήση οπτικών υλικών τα οποία παρουσιάζουν μη γραμμική απόκριση στο ηλεκτρικό πεδίο, όπως οι κρύσταλλοι KDP. Σε αυτά τα υλικά η ηλεκτρική πόλωση (διπολική ροπή ανά μονάδα του όγκου) μπορεί να γραφτεί ως

$$P = \varepsilon_0(\chi_1 E + \chi_2 E^2 + \chi_3 E^3 + \dots), \quad |1.2|$$

όπου  $\chi_1$  είναι η γραμμική επιδεκτικότητα και  $\chi_2$  και  $\chi_3$  οι μη γραμμικοί οπτικοί συντελεστές.

Έστω ότι το κύμα που διαδίδεται μέσω του μη γραμμικού υλικού είναι της μορφής

$$E = A \cos(\omega t - kz), \quad |1.3|$$

όπου  $k=2n_\omega\omega/c$  με  $n$  το δείκτη διάθλασης και  $c$  την ταχύτητα του φωτός στο κενό. Από αντικατάσταση της |1.3| στην |1.2| προκύπτει

$$P = \underbrace{\varepsilon_0 \chi_1 A \cos(\omega t - kz)}_{\text{γραμμικός όρος}} + \underbrace{\frac{1}{2} \varepsilon_0 \chi_2 A^2 \cos(2\omega t - 2kz)}_{\text{μη γραμμικός όρος}} + \dots \quad |1.4|$$

Ο μη γραμμικός όρος φανερώνει ταλάντωση σε συχνότητα  $2\omega$ , διπλάσια αυτής του  $E$ , που σημαίνει γένεση ακτινοβολίας με διπλάσια συχνότητα από την αρχική. Για να πλησιάσει ο μη γραμμικός όρος το μέγεθος του γραμμικού, το ηλεκτρικό πεδίο πρέπει να λάβει τιμές της τάξης των  $10^6 \text{ V/m}$ <sup>[94]</sup>, οι οποίες μπορούν να επιτευχθούν από την ακτινοβολία laser. Το Η.Μ. που δημιουργείται στη συχνότητα της δεύτερης αρμονικής  $2\omega$  έχει τη μορφή

$$E' = A' \cos(2\omega t - k'z), \quad |1.5|$$

όπου  $k'=2n_{2\omega}\omega/c$ .

Συγκρίνοντας τη σχέση |1.5| με τον μη γραμμικό όρο της |1.4| προκύπτει μια πολύ σημαντική συνθήκη που πρέπει να ικανοποιείται, προκειμένου η όλη διεργασία να συμβεί αποδοτικά.

Η φασική ταχύτητα του κύματος πόλωσης  $v_p = 2\omega/2k$  πρέπει να είναι ίση με εκείνη του παραγόμενου Η.Μ κύματος  $v_E = 2\omega/k'$  από όπου προκύπτει η συνθήκη

$$k' = 2k, \quad |1.6|$$

που είναι γνωστή ως συνθήκη ταιριάσματος φάσης <sup>[64],[91]</sup>. Η σχέση |1.6| ισχύει μόνο στην περίπτωση  $n_\omega = n_{2\omega}$ . |1.7|

Όμως η διασπορά στον κρύσταλλο εξασφαλίζει ότι οι δύο δείκτες διάθλασης συνήθως διαφέρουν. Για να ξεπεραστεί αυτό το εμπόδιο, εκμεταλλευόμαστε την διπλοθλαστικότητα που παρουσιάζουν κάποιοι κρύσταλλοι βρίσκοντας μια συγκεκριμένη διεύθυνση διάδοσης του φωτός μέσα από αυτούς, στην οποία τα κύματα με συχνότητες  $\omega$  και  $2\omega$  έχουν τον ίδιο δείκτη διάθλασης. Η τεχνική αυτή καλείται ταίριασμα φάσης <sup>[64],[91]</sup>.

Ας θεωρήσουμε τώρα ότι το προσπίπτον Η.Μ. κύμα στον κρύσταλλο αποτελείται από δύο διαφορετικής συχνότητας συνιστώσες και είναι της μορφής

$$E = A_1 \cos(\omega_1 t - k_1 z) + A_2 \cos(\omega_2 t - k_2 z) \quad |1.8|$$

Εισάγοντας τη σχέση |1.8| στη σχέση |1.2| προκύπτει ένας όρος της μορφής

$$P = \epsilon_0 (\dots + \chi_2 A_1 A_2 \cos(\omega_3 t - (k_1 + k_2)z) + \dots), \quad |1.9|$$

όπου  $\omega_3 = \omega_1 + \omega_2$  με  $\omega_3 > \omega_2, \omega_1$ . Για  $\omega_1 = \omega_2$  προκύπτει η περίπτωση της δεύτερης αρμονικής που εξετάστηκε παραπάνω. Συνεπώς η παραγωγή της δεύτερης αρμονική μπορεί να θεωρηθεί ως μια ειδική περίπτωση αθροίσματος συχνοτήτων <sup>[64],[91]</sup>. Η συνθήκη ταιριάσματος φάσης που πρέπει να ικανοποιείται σε αυτή την περίπτωση είναι  $k_1 + k_2 = k_3$ , όπου για διάδοση όλων των κυμάτων στον ίδιο άξονα η τελευταία εξίσωση γίνεται

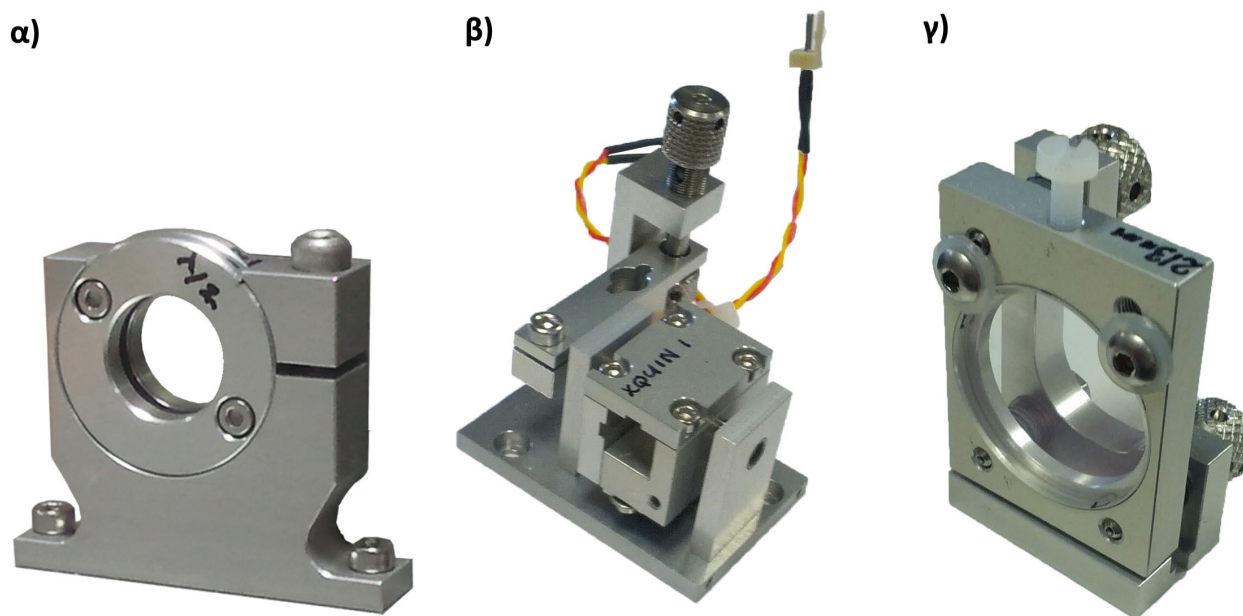
$$n_1 \omega_1 + n_2 \omega_2 = n_3 \omega_3. \quad |1.10|$$

Η τελευταία συνθήκη είναι πιο πολύπλοκη από εκείνη που απαιτούνταν στην περίπτωση της δεύτερης αρμονικής [1.7], με αποτέλεσμα το ταίριασμα φάσης να γίνεται μια πιο σύνθετη διαδικασία.

Σε φωτονικό επίπεδο μπορεί κανείς να θεωρήσει τις συγκεκριμένες μη γραμμικές διαδικασίες ως την εκμηδένιση δύο φωτονίων  $\hbar\omega_1$  και  $\hbar\omega_2$  και την ταυτόχρονη δημιουργία ενός φωτονίου  $\hbar\omega_3$ , μεγαλύτερης συχνότητας. Για παράδειγμα με τη μετατροπή αθροίσματος συχνοτήτων, σε περίπτωση που έχουμε εισερχόμενες ακτινοβολίες  $1064nm$  και  $532nm$  στον κατάλληλο διπλοθλαστικό κρύσταλλο, στις οποίες αντιστοιχούν συχνότητες  $282\text{ Thz}$  και  $564\text{ Thz}$  αντίστοιχα, θα παράγουμε ακτινοβολία με συχνότητα  $282\text{ Thz}+564\text{ Thz}=846\text{ Thz}$  που αντιστοιχεί σε μήκος κύματος  $\lambda=355nm$ .

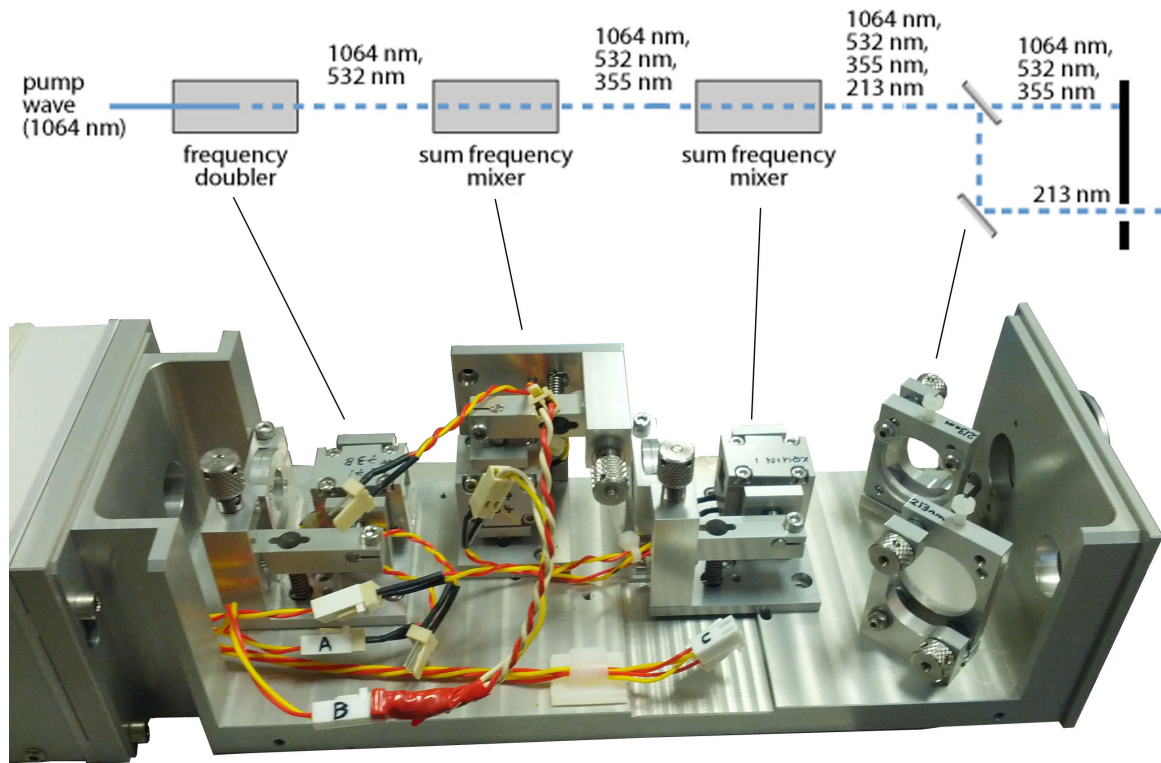
### 1.2.5 Παραγωγή πέμπτης αρμονικής

Στην παρούσα διπλωματική εργασία έγινε χρήση της πέμπτης αρμονικής με μήκος κύματος  $\lambda=213\text{ nm}$ . Για την παραγωγή της πέμπτης αρμονικής από το συγκεκριμένο σύστημα γίνεται χρήση τριών μη γραμμικών κρυστάλλων, δύο πλακιδίων καθυστέρησης φάσης και δύο διχρωμικών καθρεπτών [εικ. 1.8].



**εικ. 1.8:** Τα απαραίτητα οπτικά στοιχεία για την παραγωγή των αρμονικών συχνοτήτων του laser: α) πλακίδιο καθυστέρησης φάσης, β) μη γραμμικός κρύσταλλος και γ) διχρωμικός καθρέπτης.

Η διάταξη των παραπάνω στοιχείων είναι όπως φαίνεται στην εικόνα 1.9.



**εικ. 1.9:** Η διάταξη των οπτικών στοιχείων για την παραγωγή της 5<sup>ης</sup> του Nd:YAG laser Nano L 200-10

Αναλυτικότερα, πρώτα τοποθετείται ένα πλακίδιο καθυστέρησης φάσης  $\lambda/2$ , το οποίο έχει τη δυνατότητα να περιστραφεί πάνω στο επίπεδο της βάσης στην οποία είναι τοποθετημένο. Για τη βέλτιστη απόδοση της πέμπτης αρμονικής το πλακίδιο πρέπει να είναι στραμμένο στην κατάλληλη θέση, η οποία σημειώνεται πάνω του από τον κατασκευαστή. Μετά το πλακίδιο τοποθετείται ο πρώτος κρύσταλλος, μέσω του οποίου επιτυγχάνεται η παραγωγή της δεύτερης αρμονικής με μήκος κύματος  $\lambda=532 \text{ nm}$ . Μπροστά από τον κρύσταλλο των  $532 \text{ nm}$  τοποθετείται ο δεύτερος κρύσταλλος από τον οποίο, με την τεχνική αθροίσματος συχνοτήτων που περιγράφηκε στην παράγραφο 1.2.4, δίνεται στην έξοδο του η τρίτη αρμονική, με μήκος κύματος  $\lambda=355 \text{ nm}$ .

Στη συνέχεια μπροστά από τον κρύσταλλο των  $355 \text{ nm}$  τοποθετείται ένας τρίτος κρύσταλλος, ο οποίος με πρόσθεση των συχνοτήτων που αντιστοιχούν στα μήκη κύματος των  $532 \text{ nm}$  και  $355 \text{ nm}$ , δίνει στην έξοδο του ακτινοβολία με μήκος κύματος  $\lambda=213 \text{ nm}$ . Ανάμεσα στους κρυστάλλους των  $355 \text{ nm}$  και  $213 \text{ nm}$  τοποθετείται και ένα πλακίδιο καθυστέρησης φάσης, το οποίο δεν έχει δυνατότητα περιστροφής, καθώς η θέση του είναι βελτιστοποιημένη για την παραγωγή της πέμπτης αρμονικής.



Μετά και τον τελευταίο κρύσταλλο τοποθετούνται δύο κατάλληλα διχρωικά κάτοπτρα τα οποία είναι σχεδιασμένα να ανακλούν επιλεκτικά την ακτινοβολία των  $213\text{ nm}$ , αφήνοντας όλα τα άλλα μήκη κύματος να περάσουν από μέσα τους. Οι βάσεις στις οποίες είναι τοποθετημένα αυτά τα κάτοπτρα διαθέτουν δύο κοχλίες ρυθμίσεως για την ακριβή περιστροφή τους στον κάθετο και οριζόντιο άξονα. Αυτές οι ρυθμίσεις είναι απαραίτητες για να εξασφαλιστεί ότι στην έξοδο θα έχουμε όσο το δυνατόν καλύτερο διαχωρισμό της ακτινοβολίας των  $213\text{ nm}$  από τα υπόλοιπα μήκη κύματος. Το καλύτερο αποτέλεσμα που επιτεύχθηκε στην έξοδο, ήταν οι κηλίδες της  $213\text{ nm}$  και  $532\text{ nm}$  να εφάπτονται. Η ενέργεια του παλμού των  $532\text{ nm}$  ήταν της τάξης των  $50\text{ }\mu\text{J}$ , όταν η ενέργεια του παλμού των  $213\text{ nm}$  ήταν της τάξης των  $1-1,5\text{ mJ}$ . Αυτή η διαφορά στην ενέργεια και το γεγονός ότι οι άξονες της δέσμης των  $213\text{ nm}$  και  $532\text{ nm}$  δεν συνέπιπταν, καθιστούσε αμελητέα την συνεισφορά της ακτινοβολίας των  $532\text{ nm}$  στα πειραματικά αποτελέσματα, τουλάχιστον στις περιπτώσεις που πραγματοποιήθηκε ακτινοβολήση με μερικές δεκάδες παλμούς.

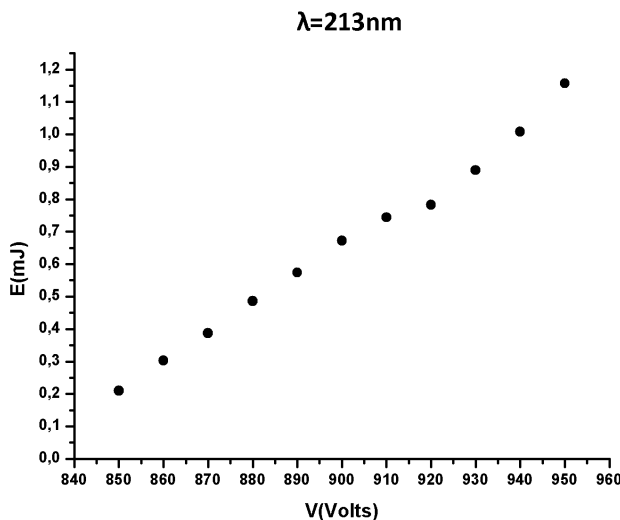
Όπως αναφέρεται στην παράγραφο 1.2.4 για να έχουμε αποδοτική μετατροπή συχνοτήτων πρέπει να ικανοποιούνται κάποιες συνθήκες ταιριάσματος φάσης. Κατ' επέκταση, αυτό σημαίνει ότι πρέπει να ικανοποιούνται συγκεκριμένες σχέσεις μεταξύ των δεικτών διάθλασης που παρουσιάζουν οι διάφορες συχνότητες μέσα στον κρύσταλλο. Ο συντελεστής διάθλασης μέσα στον κρύσταλλο εξαρτάται από τη θερμοκρασία, για αυτό το λόγο είναι απαραίτητος ο έλεγχος της. Επιπλέον, καθώς μια μόνο διεύθυνση διάδοσης είναι τέλεια ταιριασμένη εντός του κρυστάλλου, η απόκλιση της δέσμης laser από αυτή πρέπει να ελαχιστοποιηθεί<sup>[94]</sup>.

Για τον ακριβή έλεγχο της θερμοκρασίας μέσα στη βάση που στεγάζεται το περίβλημα του κρυστάλλου υπάρχει μια ηλεκτρική αντίσταση που αναλαμβάνει την θέρμανσή του. Ο έλεγχος της θερμοκρασίας εξασφαλίζεται από ένα θερμίστορ, το οποίο είναι τοποθετημένο στην άλλη πλευρά του περιβλήματος. Για αυτό το λόγο κάθε βάση κρυστάλλου έχει δύο καλώδια σύνδεσης, ένα για να περνάει το ρεύμα για την θέρμανση της αντίστασης και ένα για το σήμα ελέγχου της θερμοκρασίας. Τη θέρμανση, καθώς και τον έλεγχο της θερμοκρασίας αναλαμβάνει μια ξεχωριστή μονάδα που διαθέτει μια οθόνη υγρών κρυστάλλων στην πρόσοψη της για την απεικόνιση της θερμοκρασίας του κρυστάλλου.

Λόγω του ότι η συγκεκριμένη συσκευή που είχαμε στη διάθεσή μας, δεν είχε τη δυνατότητα να θερμαίνει και να ελέγχει τη θερμοκρασία τριών κρυστάλλων, ο κρύσταλλος της πέμπτης αρμονικής έπρεπε να συνδεθεί σε παράλληλη σύνδεση με τον κρύσταλλο της τρίτης αρμονικής, ώστε να δέχονται και οι δύο την ίδια τάση. Με αυτόν

τον τρόπο επιτυγχάνεται έμμεσος έλεγχος της θερμοκρασίας του κρυστάλλου της πέμπτης αρμονικής, αφού μόνο ο αισθητήρας του κρυστάλλου της τρίτης αρμονικής είναι συνδεδεμένος με τη μονάδα ελέγχου θερμοκρασίας.

Για τη βελτιστοποίηση της γωνίας πρόσπτωσης της δέσμης laser στον κρύσταλλο, κάθε βάση διαθέτει ένα σύστημα ελατηρίων και έναν κοχλία ρυθμίσεως, που επιτρέπει την περιστροφή του κρυστάλλου με πολύ μεγάλη ακρίβεια. Κατά την εγκατάσταση των οπτικών στοιχείων ήταν απαραίτητη η βελτιστοποίηση της εξόδου του laser για κάθε αρμονική συχνότητα ξεχωριστά, περιστρέφοντας τον κοχλία ρυθμίσεως του κάθε κρυστάλλου, ώστε να βρεθεί η βέλτιστη γωνία πρόσπτωσης της δέσμης σε αυτόν. Για αυτό το λόγο πρώτα τοποθετήθηκαν τα οπτικά στοιχεία που είναι απαραίτητα για την παραγωγή της δευτέρας αρμονικής ( $\lambda=532\text{ nm}$ ) και ρυθμίστηκε προσεκτικά η κλίση του κρυστάλλου μέχρι να μεγιστοποιηθεί η ενέργεια εξόδου του laser, η οποία καταγραφόταν από ένα ενεργόμετρο. Η ίδια διαδικασία ακολουθήθηκε και για τους δύο άλλους κρυστάλλους που είναι απαραίτητοι για την παραγωγή της πέμπτης αρμονικής. Λόγω χαλάρωσης των εξαρτημάτων της βάσης του κρυστάλλου, πιθανόν λόγω θερμοκρασιακών διαστολών-συστολών, ήταν απαραίτητη η εκ νέου ρύθμιση των κρυστάλλων, ιδιαίτερα εκείνου της πέμπτης αρμονικής, κάθε φορά που η συσκευή παρέμενε ανενεργή για αρκετές ώρες.



**εικ. 1.10:** Εξάρτηση της ενέργειας εξόδου της πέμπτης αρμονικής του laser από την τάση στον κρύσταλλο Nd:YAG.

Επίσης για να περιοριστούν οι μεγάλες διακυμάνσεις στην έξοδο του laser ήταν απαραίτητη η πρότερη θέρμανση των κρυστάλλων για τουλάχιστον τριάντα λεπτά, ώστε να σταθεροποιηθεί η απόδοσή τους. Η ενέργεια των παλμών της πέμπτης αρμονικής, όταν η τάση στον κρύσταλλο ήταν ρυθμισμένη στα 950 V, κυμαινόταν μεταξύ 1-1,5mJ. Αυτή η τιμή της ενέργειας αντιστοιχεί σε απόδοση μετατροπής της τάξης του 1% από τη βασική συχνότητα του laser ( $\lambda=1064\text{ nm}$ ) στην πέμπτη αρμονική ( $\lambda=213\text{ nm}$ ).

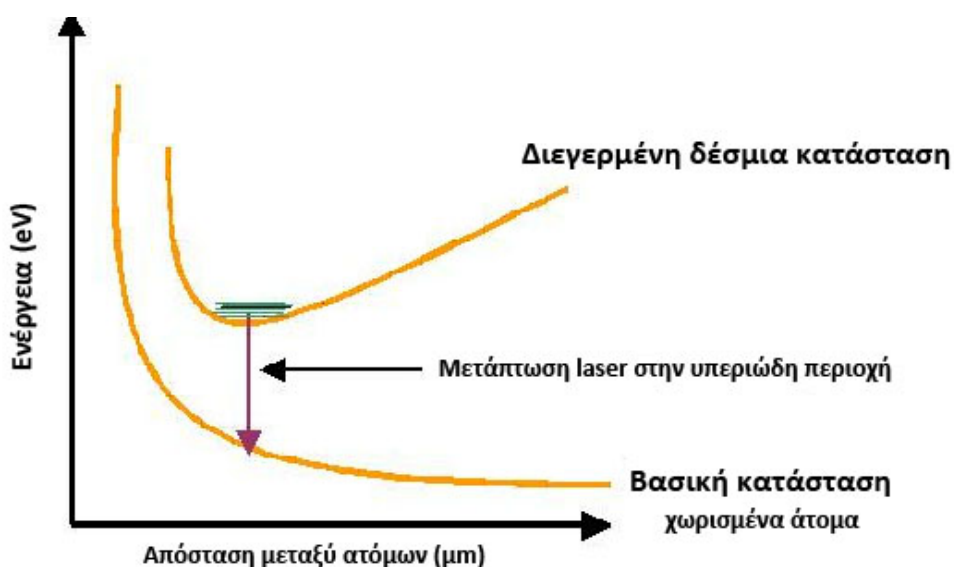
### 1.3 Excimer lasers

Ο δεύτερος τύπος laser στον οποίο θα γίνει αναφορά είναι αυτός των laser διεγερμένων διμερών. Τα laser αυτά ανήκουν στην οικογένεια των laser αερίων. Το ενεργό υλικό είναι ένα διμερές μόριο, το οποίο σχηματίζεται από τη σύνθεση δύο ατόμων ή μορίων. Εξ αυτών, τουλάχιστον το ένα βρίσκεται σε διεγερμένη κατάσταση. Το διμερές αυτό μόριο παραμένει σταθερό μόνο σε αυτή τη διεγερμένη κατάσταση, εξ ου και η ονομασία excimer=excited dimer. Εάν και τα δύο στοιχεία βρεθούν στη βασική τους κατάσταση, απωθούν το ένα το άλλο και το διμερές μόριο διασπάται. Η χρόνος ζωής ενός διεγερμένου διμερούς είναι της τάξης των νανοδευτερολέπτων. Ο μηχανισμός άντλησης ενός excimer laser περιλαμβάνει τα εξής στάδια<sup>[98]</sup>:

- κρούσεις ατόμου A με ηλεκτρόνια  $A + e \rightarrow A^*$
- επανασύζευξη με το άτομο B  $A^* + B \rightarrow (AB)^*$

όπου επιτυγχάνεται η πλήρωση του πάνω επιπέδου laser.

Η συνθήκη αναστροφής πληθυσμών επιτυγχάνεται άμεσα, καθώς το κάτω επίπεδο laser είναι ασταθές και ελαττώνεται πολύ γρήγορα ο πληθυσμός του. Αυτού του είδους οι μεταπτώσεις είναι ευρείας ζώνης (0,3-0,5 nm), καθιστώντας δυνατή την επιλογή μήκους κύματος εντός της<sup>[91][98]</sup>.



**εικ. 1.11:** Απλοποιημένο ενεργειακό διάγραμμα ενός excimer laser [εικόνα τροποποιημένη από [www.worldoflasers.com](http://www.worldoflasers.com)]

Τα excimer laser συναντώνται μόνο σε παλμική μορφή και εκπέμπουν κυρίως στην υπεριώδη περιοχή του φάσματος, για την οποία αποτελούν τις πιο ισχυρές και διαδεδομένες πηγές. Τα διμερή είναι κατά κανόνα ενώσεις αλογόνων και ευγενών αερίων και τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα είναι τα κρυπτού φθορίου ( $KrF$ ,  $248\text{ nm}$ ), τα αργού φθορίου ( $ArF$ ,  $193\text{ nm}$ ), τα ξένου χλωρίου ( $XeCl$ ,  $308\text{ nm}$ ), και τα ξένου φθορίου ( $XeF$ ,  $351\text{ nm}$ ). Η άντληση αυτών των laser πραγματοποιείται συνήθως από μια ισχυρή πηγή δέσμης ηλεκτρονίων ή με μια γρήγορη ηλεκτρική εκκένωση της τάξης των  $30.000\text{ Volt}$ . Η τυπική διάρκεια παλμού είναι της τάξης των  $20\text{ ns}$  με ενέργεια της τάξης μερικών εκατοντάδων mJ.

Το υπεριώδες φως ενός excimer laser έχει υψηλή απορροφητικότητα από τους μαλακούς ιστούς αλλά και τις οργανικές ενώσεις. Τα φωτόνια ενός excimer laser έχουν αρκετή ενέργεια, ώστε να διασπών άμεσα τους μοριακούς δεσμούς πετυχαίνοντας αποδόμηση του στόχου με πολύ μεγάλη ακρίβεια, χωρίς να προκαλούν θερμικές καταστροφές στο εναπομένον υλικό. Οι παραπάνω ιδιότητες καθιστούν αυτού του είδους τα laser ιδανικά για την μικροκατεργασία οργανικών υλικών, όπως τα πολυμερή, καθώς και για λεπτές χειρουργικές επεμβάσεις όπως η διόρθωση διαθλαστικών παθήσεων του κερατοειδούς.

#### 1.4 Συγκριτικά Πλεονεκτήματα laser στερεάς κατάστασης με excimer laser

Όπως κάθε τεχνολογία, τα excimer lasers υστερούν σε κάποια σημεία. Τα κυριότερα μειονεκτήματα τους είναι τα ακόλουθα:

- Χρήση τοξικών και διαβρωτικών αερίων. Απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή κατά τη διαχείριση τους.
- Υψηλό κόστος αναλωσίμων, καθώς απαιτείται συχνή αντικατάσταση των αερίων του laser.
- Υψηλό κόστος συντήρησης και χρήσης. Τα υψηλής απόδοσης ηλεκτρονικά καθώς και τα τμήματα της συσκευής που εκτίθενται στα διαβρωτικά αέρια απαιτούν συστηματική συντήρηση. Επιπλέον, τα excimer παρουσιάζουν υψηλή κατανάλωση ηλεκτρικής ενέργειας.
- Πολυπλοκότητα οπτικών στοιχείων. Η δέσμη ενός excimer laser είναι από τη φύση της (χωρικά) πολυρυθμική<sup>[28]</sup>. Για αυτό το λόγο, σε πολλές εφαρμογές απαιτείται η χρήση πολύπλοκων οπτικών για να αναδιαμορφώσουν το σχήμα της.

Τα τελευταία χρόνια λόγω της αποδοτικότερης παραγωγής αρμονικών συχνοτήτων, η χρήση παλμικών laser στερεάς κατάστασης έχει αρχίσει και γίνεται ολοένα και πιο ελκυστική σε εφαρμογές που μέχρι πρότινος κυριαρχούσαν τα excimer lasers. Μερικά από τα πλεονεκτήματα των laser στερεάς κατάστασης σε σχέση με τα excimer είναι:

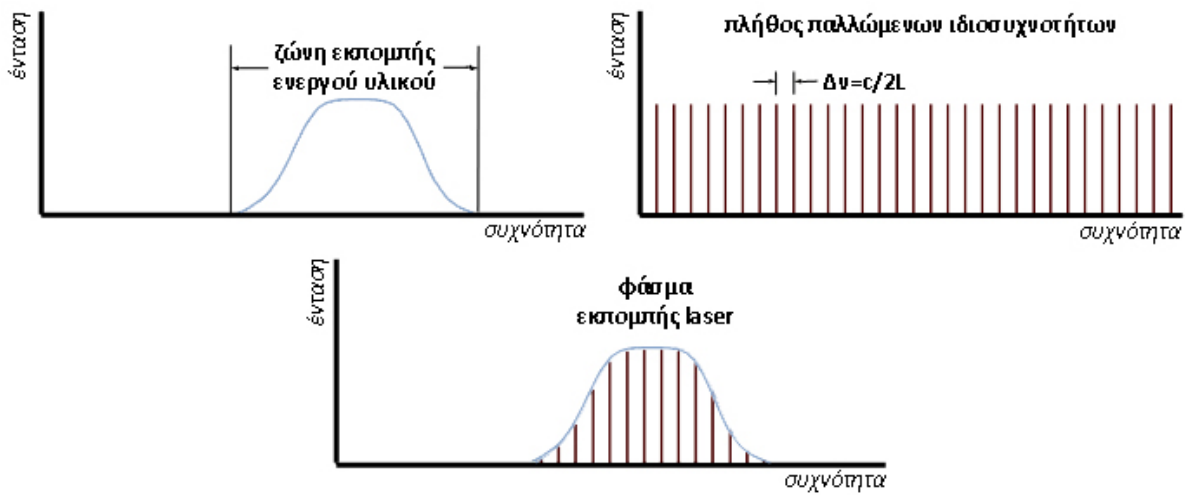
- Χαμηλότερη τάση λειτουργίας και κατανάλωσης ενέργειας
- Δέσμη με γκαουσιάνο προφίλ κατανομής έντασης
- Δυνατότητα απευθείας εστίασης της σε πολύ μικρές διαμέτρους
- Μεγάλο εύρος χρονικής διάρκειας παλμών (από ms ως fs)
- Μη χρήση τοξικών αερίων
- Μεγαλύτερος χρόνος ζωής laser
- Ανάγκη για λιγότερα αναλώσιμα
- Περιορισμένος όγκος συσκευής
- Μεγαλύτερη αξιοπιστία

### 1.5 Femtosecond lasers

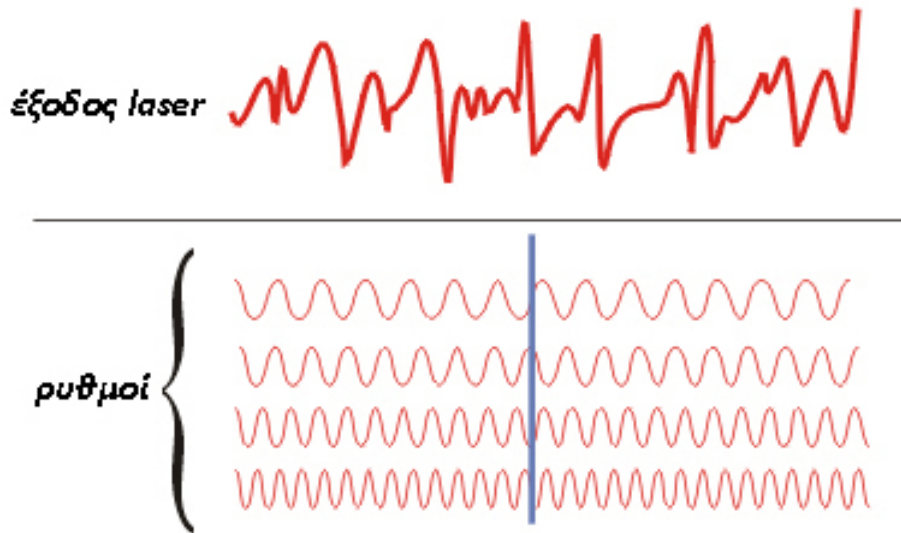
Ένα femtosecond laser είναι ένα laser το οποίο εκπέμπει υπερβραχείς παλμούς διάρκειας μικρότερης του 1 picosecond, δηλαδή στην περιοχή των femtoseconds ( $1 \text{ fs} = 10^{-15} \text{ s}$ ). Η τεχνική με την οποία επιτυγχάνεται αυτό, είναι η εγκλείδωση ρυθμών, η οποία έχει καταφέρει να μας δώσει παλμούς πλάτους ως 6 fs.

Κάθε ενεργό υλικό κατέχει μια ζώνη εκπομπής, της οποίας το πλάτος  $\Delta\nu_{\text{osc}}$  είναι χαρακτηριστικό του υλικού και εξαρτάται από τις φυσικές του ιδιότητες. Από την υπέρθεση των ιδιοσυχνοτήτων που πάλλονται εντός του οπτικού αντηχείου, σχηματίζονται στάσιμα κύματα, τα οποία ονομάζονται αξονικές ιδιοσυχνότητες. Η απόσταση,  $\Delta\nu$ , δύο διαδοχικών ιδιοσυχνοτήτων δίνεται από τη σχέση  $\Delta\nu = c/2L$ , όπου  $c$  η ταχύτητα του φωτός και  $L$  το μήκος του οπτικού αντηχείου.

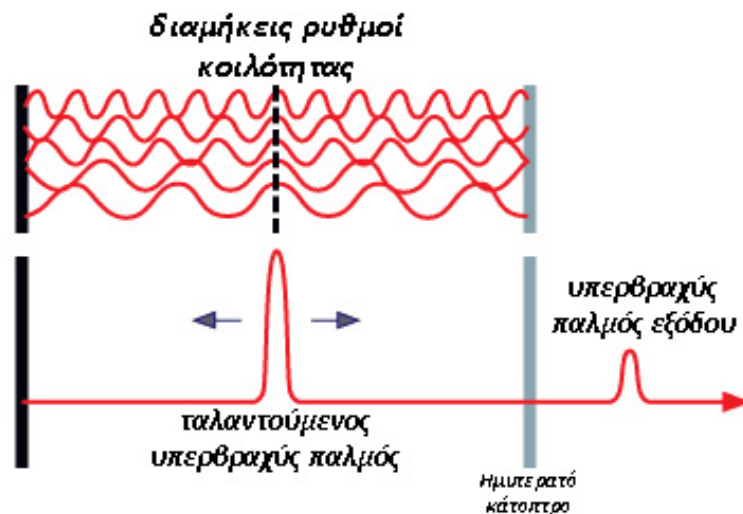
Από το σύνολο των ιδιοσυχνοτήτων που ταλαντώνονται στο οπτικό αντηχείο, μόνο εκείνες που υπερβαίνουν το κατώφλι ενίσχυσης θα οδηγήσουν σε δράση laser |εικ. 1.12|<sup>[98]</sup>.



εικ. 1.12: Η δομή των διαμήκων ρυθμών ταλάντωσης του laser



εικ. 1.13: Έξοδος laser μη-εγκλειδωμένων ρυθμών



εικ. 1.14: Έξοδος laser εγκλειδωμένων ρυθμών. |εικόνα τροποποιημένη από [45]|

Σε ένα απλό σύστημα laser όλοι αυτοί οι ρυθμοί (ιδιοσυχνότητες) ταλαντώνονται ανεξάρτητα, χωρίς να υφίσταται κάποια σταθερή σχέση μεταξύ των παραμέτρων τους, όπως το πλάτος, η γωνιακή ταχύτητα και η φάση. Συνήθως οι παράμετροι αυτοί μεταβάλλονται συνεχώς, με αποτέλεσμα οι ρυθμοί να είναι ασύμφωνοι και η υπέρθεσή τους να προκαλεί τυχαίες αυξομειώσεις της έντασης στην έξοδο ενός laser συνεχούς (cw) λειτουργίας |εικ. 1.13|[94].

Η ιδέα πίσω από την τεχνική της εγκλειδωσης ρυθμών είναι να αναγκάσουμε τους διάφορους ρυθμούς να διατηρήσουν την ίδια σχετική φάση ο ένας με τον άλλον. Το “κλειδώμα” αυτό των σχετικών φάσεων των αξονικών ρυθμών, έχει σαν αποτέλεσμα οι τελευταίοι να συμβάλλουν ενισχυτικά, σε ένα μοναδικό παλμό ο οποίος ταλαντώνεται μέσα στην οπτική κοιλότητα. Κάθε φορά που αυτός ο παλμός προσπίπτει στον συζευκτικό εξόδο, παράγεται ένας υπερβραχύς παλμός |εικ. 1.14|[45].

Οι παλμοί παράγονται σε σταθερά χρονικά διαστήματα  $\tau=2L/c$  που αντιστοιχούν στο χρόνο που χρειάζεται το φως για να πραγματοποιήσει έναν κύκλο στο οπτικό αντηχείο. Το πλάτος του κάθε παλμού εξαρτάται από το πλήθος των ρυθμών που ταλαντώνονται σε “κλειδωμένες” φάσεις και κατ’ επέκταση από το ολικό ταλαντούμενο εύρος ζώνης. Προσεγγιστικά δίνεται από τη σχέση  $\Delta\tau \approx \frac{1}{\Delta\nu_{osc}}$  [91].

Οι χρησιμοποιούμενες μέθοδοι εγκλειδωσης ρυθμών χωρίζονται σε δύο κατηγορίες στην ενεργητική εγκλειδωση ρυθμών και στην παθητική. Η ενεργητική εγκλειδωση ρυθμών επιτυγχάνεται συνήθως με έναν ακουστοοπτικό διαμορφωτή. Αυτός διαμορφώνει τις απώλειες της κοιλότητας σε μια συχνότητα ίση με τη διαφορά συχνότητας μεταξύ δύο διαδοχικών ρυθμών. Στην παθητική εγκλειδωση ρυθμών χρησιμοποιούνται ειδικά οπτικά στοιχεία, τα οποία ονομάζονται κορέσιμοι απορροφητές, των οποίων η απορροφητικότητα εξαρτάται από την ένταση της ακτινοβολίας. Αυτού του είδους τα στοιχεία απορροφούν έντονα στη συχνότητα μετάβασης laser, για χαμηλής έντασης φως, ενώ καθίστανται διάφανα καθώς μεγαλώνει η έντασή του. Με αυτό τον τρόπο δημιουργούν υψηλές απώλειες για συνεχή (cw) λειτουργία και ευνοούν τη λειτουργία εγκλειδωσης ρυθμών.

Τα femtosecond lasers, εκτός από τις εφαρμογές που έχουν βρει στην επιστημονική έρευνα για την μελέτη της χρονικής εξέλιξης φαινομένων του μικρόκοσμου, αποτελούν ιδανικό εργαλείο για την μικρομηχανική. Ένα fs-παλμός έχει τη απαιτούμενη υψηλή ισχύ κορυφής, ώστε να προκαλέσει τη διάσπαση του ακτινοβολούμενου υλικού μέσω μη γραμμικής πολυφωνικής απορρόφησης[92].

Αυτός ο μηχανισμός αποδόμησης ελαχιστοποιεί τη θερμική καταστροφή, καθώς ο χρόνος αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας ( $10^{-15}$ - $10^{-13}$  s) είναι μικρότερος από το χρόνο διάδοσης της ενέργειας στο πλέγμα ( $10^{-11}$ s), περιορίζοντας έτσι τη διάχυση θερμότητας<sup>[49]</sup>.

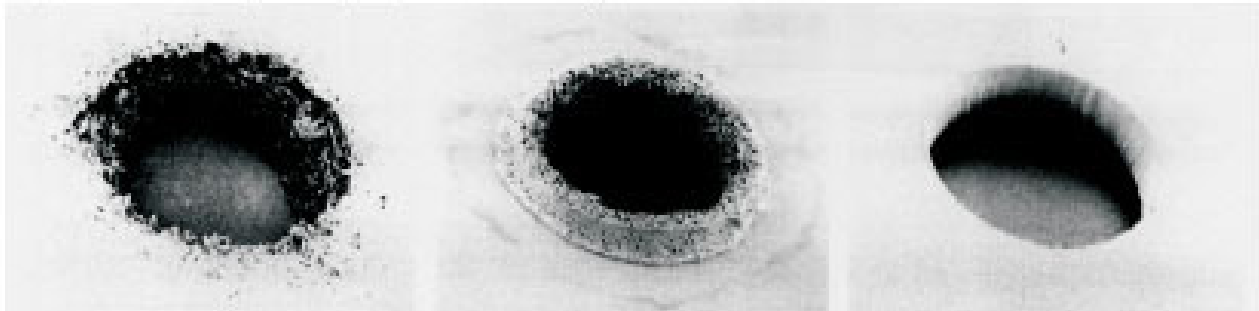


## |Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας Laser|

### 2.1 Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας laser με πολυμερή

Το ενδιαφέρον γύρω από την αποδόμηση πολυμερών με laser άρχισε να γίνεται εντονότερο στις αρχές της δεκαετίας του 80, ιδιαίτερα μετά τις σχετικές δημοσιεύσεις του R. Srinivasan και των συναδέλφων του στην IBM. Συγκεκριμένα, για πρώτη φορά αναφέρθηκε ότι, όταν παλμική υπεριώδης ακτινοβολία laser (ArF-193 nm) προσπίπτει σε οργανικό πολυμερές, απομακρύνεται από την επιφάνεια του υλικό πάχους από  $0,1 \mu\text{m}$  μέχρι και μερικά μικρόμετρα. Αυτό που καθιστούσε ξεχωριστές αυτές τις αναφορές από άλλες προγενέστερες, ήταν η χρήση πηγών laser στο βαθύ υπεριώδες. Το βασικό χαρακτηριστικό που διαφοροποιούσε την αλληλεπίδραση των παλμών laser υπεριώδους, απ' αυτή των παλμών στο ορατό ή στο υπέρυθρο, ήταν η ελαχιστοποίηση της θερμικής καταστροφής στο υπόστρωμα [εικ. 2.1].

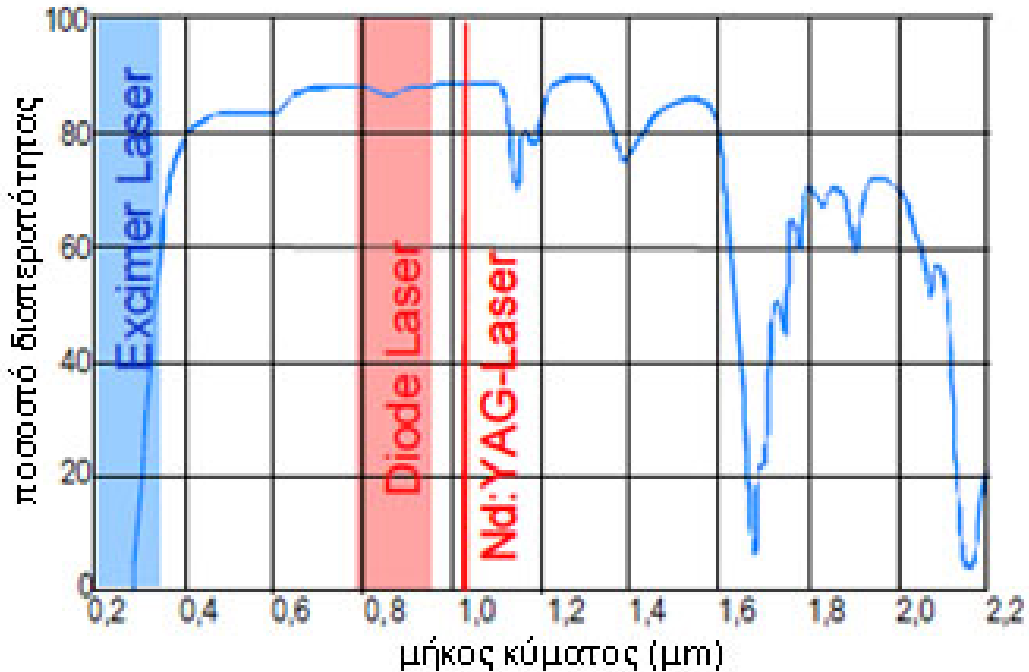
(a) Nd:YAG ( $1.06 \mu\text{m}$ ) (b) CO<sub>2</sub> ( $9.6 \mu\text{m}$ ) (c) excimer ( $0.248 \mu\text{m}$ )



**εικ. 2.1:** Οπές σε φιλμ πολυιμιδίου πάχους  $75\mu\text{m}$  από τρία διαφορετικά laser

Αυτό οφείλεται στο ότι τα περισσότερα πολυμερή απορροφούν έντονα στο βαθύ υπεριώδες [εικ. 2.2]. Το αποτέλεσμα ήταν η ακριβής εγχάραξη του στερεού με γεωμετρία που καθορίζεται από τη δέσμη του φωτός.

Από εκείνη την εποχή μέχρι και σήμερα το φαινόμενο της φωτοαποδόμησης πολυμερών έχει βρει πλήθος εφαρμογών στη βιομηχανία και έχει αποτελέσει αντικείμενο εκτεταμένης επιστημονικής έρευνας.



εικ. 2.2: Χαρακτηριστικό διάγραμμα διαπερατότητας πολυμερούς

Για την καλύτερη κατανόηση της αποδόμησης πολυμερών με laser, θα εξετάσουμε τις βασικότερες παραμέτρους που την περιγράφουν. Αυτές είναι ο ρυθμός αποδόμησης  $d(F)$ , η πυκνότητα ενέργειας κατωφλίου  $F_{th}$  καθώς και ο ενεργός συντελεστής απορρόφησης  $a_{eff}$ .

Η πυκνότητα ενέργειας  $F$  ( $J/cm^2$ ) ορίζεται ως η ενέργεια ανά παλμό laser προς το εμβαδό της δέσμης στην επιφάνεια εστίασης. Η πυκνότητα ενέργειας  $F_{th}$  κατωφλίου ορίζεται ως η ελάχιστη πυκνότητα ενέργειας πάνω από την οποία αρχίζει να γίνεται αντιληπτή η αποδόμηση. Η τιμή της πυκνότητας ενέργειας κατωφλίου εξαρτάται από το μήκος κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, τη διάρκεια του παλμού, καθώς και σύνθεση του υλικού.

Ο ρυθμός αποδόμησης  $d(\mu m/παλμό)$  ορίζεται ως το πάχος του υλικού που αφαιρείται ανά παλμό laser.

Ο γραμμικός συντελεστής απορρόφησης  $a$  περιγράφει το βάθος διείσδυσης της δέσμης. Υπολογίζεται από τη διάδοση του φωτός μέσα από ένα λεπτό στρώμα πολυμερούς, σε συνθήκες χαμηλής ακτινοβολίας. Στα πειράματα αποδόμησης χρησιμοποιούμε τον ενεργό συντελεστή απορρόφησης  $a_{eff}$  που υπολογίζεται από την μαθηματική προσαρμογή στα πειραματικά δεδομένα. Ο ενεργός συντελεστής  $a_{eff}$  συνήθως διαφέρει από τον γραμμικό  $a$ .

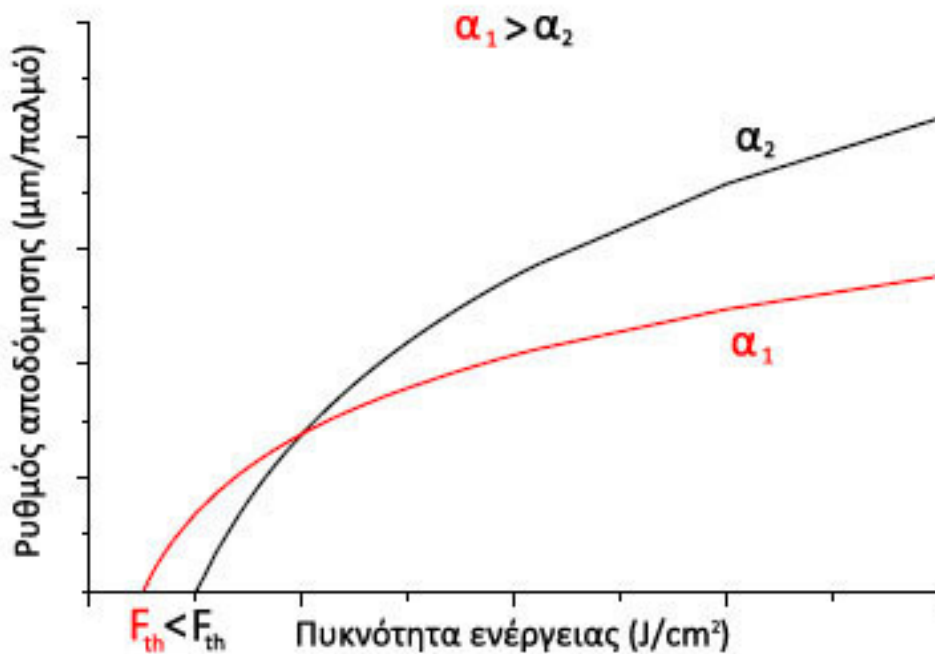
Η διαφορά αυτή οφείλεται στις φυσικοχημικές αλλαγές που προκαλούνται στο πολυμερές από την ακτινοβόλησή του με παλμούς laser, οι οποίοι έχουν συγκριτικά πολύ υψηλή πυκνότητα ενέργειας.

Σε μια πρώτη προσέγγιση, η διαδικασία της αποδόμησης των πολυμερών μπορεί να περιγραφεί, έστω και για ένα περιορισμένο εύρος τιμών πυκνότητας ενέργειας πάνω από το κατώφλι αποδόμησης, από μία σχέση που είναι συνεπής με το νόμο του Beer:

$$d(F) = \frac{1}{a_{eff}} \ln \left( \frac{F}{F_{th}} \right) \quad |2.1|$$

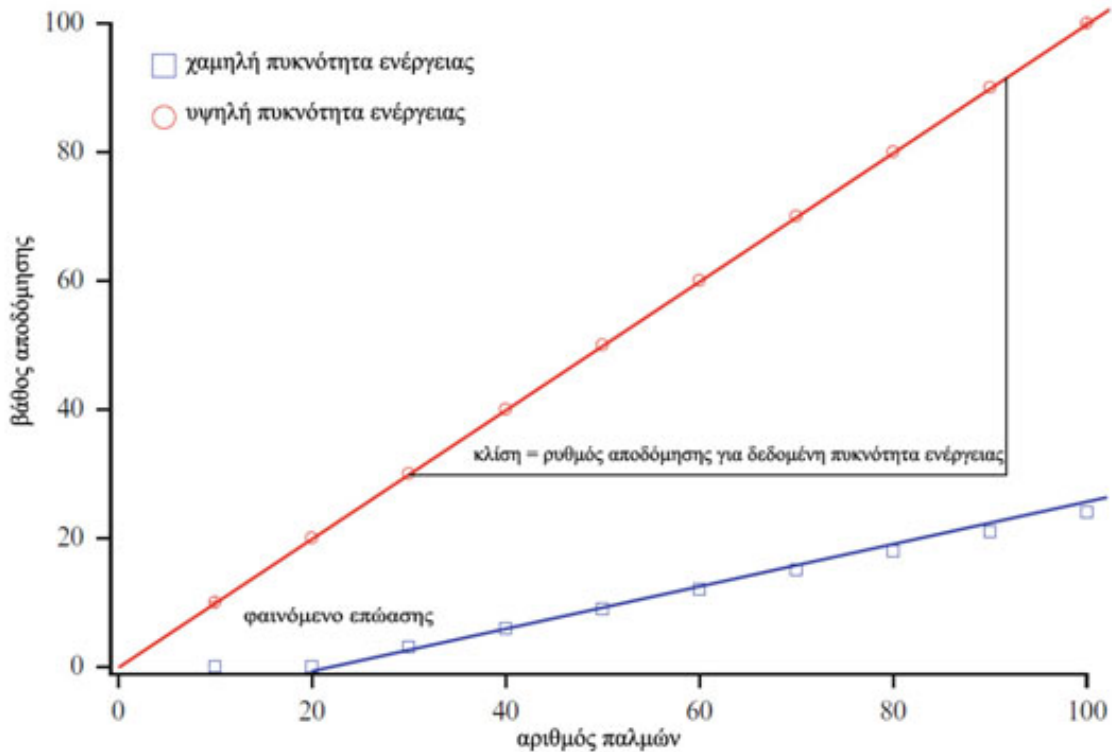
Η βασική υπόθεση πίσω από το φαινομενολογικό μοντέλο της σχέσης 2.1 είναι ότι, όλο το υλικό σε βάθος  $d$  που εκτίθεται σε μια πυκνότητα ενέργειας  $F$  υψηλότερη της τιμής κατωφλίου  $F_{th}$  απομακρύνεται.

Όλη η διαθέσιμη ενέργεια του παλμού του laser που απορροφάται σε αυτό το βάθος, καταναλώνεται προκαλώντας την αποδόμηση και την εκτίναξη του υλικού. Σύμφωνα με τη σχέση |2.1|, για μεγάλο  $a_{eff}$  και μικρή διείσδυση της ακτινοβολίας laser, προκύπτει χαμηλός ρυθμός αποδόμησης και αργή αύξησή του συνάρτηση της πυκνότητας ενέργειας. Για μικρή τιμή του  $a_{eff}$  το κατώφλι αποδόμησης είναι υψηλότερο. Από τη στιγμή όμως που ξεπεραστεί, η αύξηση του ρυθμού αποδόμησης με την πυκνότητα ενέργειας είναι εντονότερη |εικ. 2.3|.



**εικ. 2.3:** Η γραφική παράσταση της σχέσης |2.1| για υψηλή ( $\alpha_1$ ) και χαμηλή ( $\alpha_2$ ) τιμή του συντελεστή απορρόφησης.

Ο τρόπος με τον οποίο προσδιορίζονται τα φυσικά μεγέθη που υπεισέρχονται στην παραπάνω σχέση, μπορεί να επηρεάσει σημαντικά τα αποτελέσματα. Για παράδειγμα το βάθος αποδόμησης μπορεί να μετρηθεί, είτε από το βάθος του κρατήρα ύστερα από μερικούς παλμούς, είτε υπολογίζοντας την κλίση της ευθείας ενός διαγράμματος του βαθμού αποδόμησης προς τον αριθμό των παλμών [εικ 2.4].



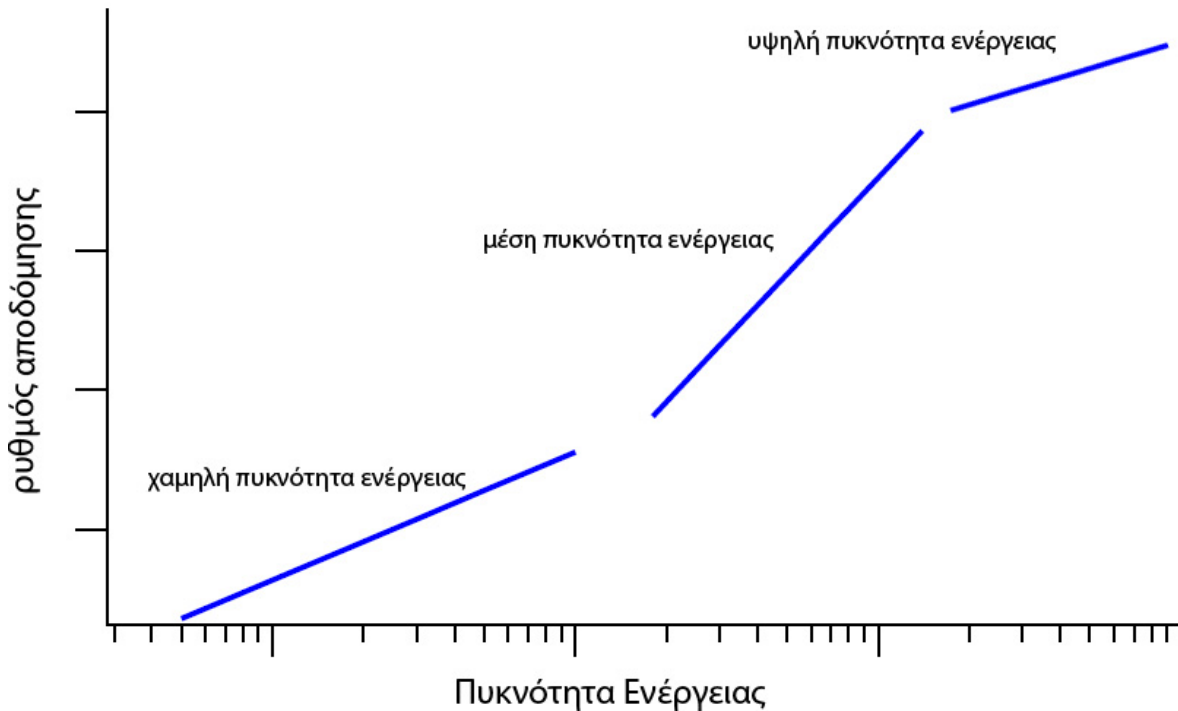
**εικ. 2.4:** : Διάγραμμα του βάθους αποδόμησης συναρτήσει του αριθμού των παλμών. Διακρίνονται οι περιπτώσεις υψηλής και χαμηλής πυκνότητας ενέργειας. [εικόνα τροποποιημένη από [50]]

Οι δύο αυτοί μέθοδοι υπολογισμού, δεν θα μας δώσουν απαραίτητα το ίδιο αποτέλεσμα. Υπάρχει περίπτωση, άμα έχουμε σχετικά χαμηλή πυκνότητα ενέργειας, η αποδόμηση να μην ξεκινήσει από τον πρώτο παλμό, αλλά ύστερα από περισσότερους. Το φαινόμενο αυτό είναι γνωστό με τον όρο "φαινόμενο επώασης". Αυτό οφείλεται στο ότι οι αρχικοί παλμοί δεν είναι αρκετά ισχυροί, ώστε να προκαλέσουν αποδόμηση. Αντίθετα προκαλούν φυσικές και χημικές μεταβολές (αλλοιώσεις), μεταβάλλοντας έτσι τις οπτικές ιδιότητες του υλικού<sup>[50]</sup>. Αυτό έχει σαν συνέπεια οι παλμοί που ακολουθούν να συναντούν ένα περισσότερο απορροφητικό υλικό, με αποτέλεσμα την αύξηση του ρυθμού της φωτοαποδόμησης [εικ. 2.4].

Ακόμα και αν λάβουμε υπόψη μας τις διαφορετικές προσεγγίσεις για τον υπολογισμό των παραμέτρων, δεν είναι αρκετό για να περιγράψουμε με ακρίβεια τη διαδικασία της αποδόμησης σε ένα μεγάλο εύρος τιμών της πυκνότητας ενέργειας.

Σε κάθε περιοχή τιμών πυκνότητας ενέργειας κυριαρχούν διαφορετικοί φυσικοί μηχανισμοί. Συνεπώς είναι απαραίτητος ο προσδιορισμός ενός διαφορετικού συνόλου παραμέτρων για χαμηλές, μέσες και υψηλές τιμές της πυκνότητας ενέργειας.

Στο απλοποιημένο ημιλογαριθμικό διάγραμμα της εικόνας 2.5 αποτυπώνεται η τυπική εξάρτηση του ρυθμού αποδόμησης ενός πολυμερούς, από την πυκνότητα ενέργειας της προσπίπτουσας ακτινοβολίας laser.



**εικ. 2.5:** Διάγραμμα του ρυθμού αποδόμησης συναρτήσει της πυκνότητας ενέργειας της δέσμης. Στην περίπτωση των πολυμερών, τυπικά παρατηρούνται τρεις περιοχές τιμών, για μικρή, μέση και υψηλή πυκνότητα ενέργειας.

Στο διάγραμμα της εικόνας 2.5 είναι ορατές τρεις περιοχές τιμών πυκνότητας ενέργειας. Στην περιοχή χαμηλών τιμών μπορούμε να υπολογίσουμε άμεσα και με μεγαλύτερη ακρίβεια την τιμή της πυκνότητας ενέργειας κατωφλίου  $F_{th}$ . Επιπλέον σε αυτή την περιοχή μπορεί να παρατηρηθούν φαινόμενα επώασης.

Στη μεσαία περιοχή τιμών παρατηρείται συνήθως μια αύξηση στην κλίση του διαγράμματος, λόγω πιο αποδοτικής αποδόμησης. Αυτό οφείλεται στην κυριαρχία διαφορετικών φυσικών μηχανισμών. Για παράδειγμα, η ενέργεια που αναπτύσσεται κατά την εξώθερμη διάσπαση του πολυμερούς μπορεί να συνεισφέρει στο ρυθμό αποδόμησης του.

Στην υψηλή περιοχή τιμών παρατηρείται μια πτώση στο ρυθμό αύξησης της κλίσης της καμπύλης. Αυτό είναι συνέπεια της έντονης απορρόφησης της προσπίπτουσας δέσμης, από το σύννεφο των πτητικών προϊόντων της αποδόμησης και του παραγόμενου πλάσματος. Το σύννεφο αυτό έχει καθιερωθεί στην ξένη βιβλιογραφία με τον όρο "plume".

Όπως γίνεται αντιληπτό από όσα προηγήθησαν, για τη σωστή ανάλυση της αποδόμησης ενός πολυμερούς, εκτός από τις τιμές των παραμέτρων, πρέπει να λαμβάνονται σοβαρά υπόψη η μέθοδος με την οποία αυτές υπολογίστηκαν καθώς και το εύρος τιμών της πυκνότητας ενέργειας για το οποίο ισχύουν. Επιπλέον, η ανάπτυξη ενός θεωρητικού μοντέλου, που θα βρίσκεται σε ικανοποιητική συμφωνία με τα πειραματικά δεδομένα, για ένα μεγάλο εύρος υλικών και παραμέτρων της δέσμης laser, είναι εξαιρετικά δύσκολη.

### **| Μηχανισμοί αποδόμησης |**

Οι κυριότεροι μηχανισμοί φωτοαποδόμησης θεωρούνται ότι είναι ο φωτοθερμικός, ο φωτοχημικός και ο φωτομηχανικός. Παρά τα 30 χρόνια έρευνας στον τομέα της αποδόμησης των πολυμερών, δεν έχει ξεκαθαρίσει πλήρως η συνεισφορά του κάθε φυσικού μηχανισμού. Αυτό οφείλεται εν μέρη στην πολυπλοκότητα των πολυμερών ως υλικά, αλλά και στις δυσκολίες που υπάρχουν στο να αναλυθούν τα διάφορα προϊόντα της φωτοαποδόμησης. Επιπλέον η οποιαδήποτε θεωρητική ανάλυση, καθίσταται ακόμα δυσκολότερη για υψηλές τιμές της πυκνότητας ενέργειας, όπου συνήθως υπάρχει ισχυρή σύζευξη μεταξύ των διαφόρων διαδικασιών.

### **| Φωτοθερμικός μηχανισμός |**

Ο φωτοθερμικός μηχανισμό επικρατεί όταν μέρος της ενέργειας των φωτονίων της δέσμης προκαλεί δονητικές και περιστροφικές διεγέρσεις στα μόρια του στόχου με αποτέλεσμα την αύξηση της θερμοκρασίας και την αποδόμηση του υλικού λόγω τήξης και εξάτμισης.

Μάλιστα, όπου η πυκνότητα ενέργειας είναι πολύ μεγάλη, οι ταλαντώσεις είναι τόσο έντονες, ώστε να είναι ικανές να προκαλέσουν τον κατακερματισμό της δομής του υλικού σε μικρότερου μεγέθους μόρια. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να χαμηλώνει το σημείο εξάτμισης του υλικού και να έχουμε απευθείας εξάτμιση χωρίς τήξη.

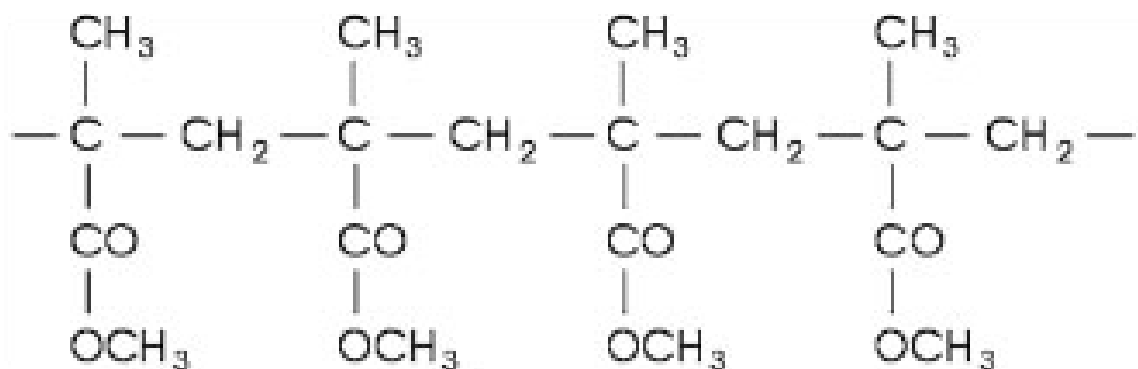
Η παρουσία του φωτοθερμικού μηχανισμού είναι εντονότερη στην περιοχή του ορατού και υπερύθρου. Εκεί τα φωτόνια δεν έχουν αρκετή ενέργεια ώστε να πετύχουν απευθείας διάσπαση των χημικών δεσμών.

### |Φωτοχημικός μηχανισμός|

Ο φωτοχημικός μηχανισμός συνεισφέρει κατά την ακτινοβόληση με υπεριώδη ακτινοβολία. Με παλμούς laser σε αυτή την περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος και με πυκνότητες ισχύος της τάξης των  $107-108 \text{ W/cm}^2$  επιτυγχάνεται η αφαίρεση υλικού από την επιφάνεια του στόχου με πολύ μεγάλη ακρίβεια και ελάχιστη θερμική καταστροφή. Αυτή η εκδήλωση του φωτοχημικού μηχανισμού έχει καθιερωθεί στη βιβλιογραφία με την ονομασία εκρηκτική φωτοαποδόμηση (ablative photodecomposition).

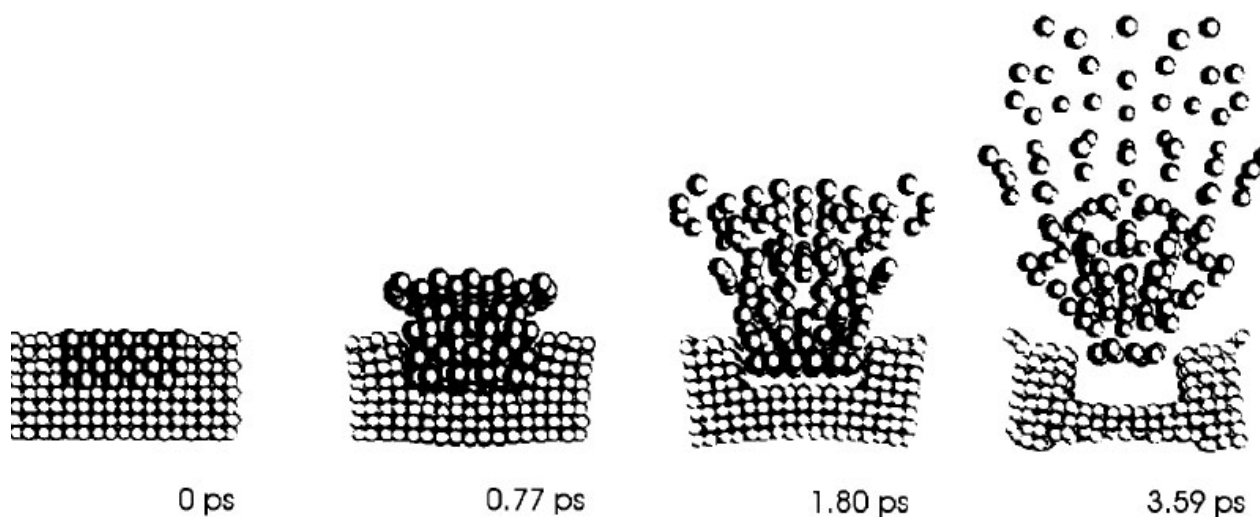
Το φαινόμενο της φωτοαποδόμησης γίνεται ευκολότερα κατανοητό στην περίπτωση που ο στόχος είναι κάποιο συνθετικό πολυμερές, λόγω της ομοιογένειας που παρουσιάζει η δομή αυτών των υλικών<sup>[65]</sup>. Παρ' όλα αυτά, το μεγαλύτερο μέρος της θεωρίας στην οποία στηρίζεται η εξήγηση του φαινομένου, μπορεί να γενικευτεί και για την περίπτωση των λιγότερο ομογενών βιολογικών ιστών. Η φωτοαποδόμηση βιολογικών ιστών εφαρμόζεται με μεγάλη επιτυχία στη διαθλαστική χειρουργική.

Τα οργανικά πολυμερή αποτελούνται από μεγάλα μακρομόρια. Τα μακρομόρια αυτά αποτελούνται από περισσότερα από χίλια άτομα, κυρίως άνθρακα, υδρογόνο, οξυγόνο και άζωτο. Η μικρή μοριακή ομάδα, η οποία μπορεί να αποτελείται από έως και 50 άτομα λέγεται μονομερές. Το μονομερές επαναλαμβάνεται πολλές φορές κατά μήκος ενός αυστηρά καθορισμένου άξονα σχηματίζοντας μια πολυμερική αλυσίδα [εικ. 2.6].



εικ. 2.6: Χημική δομή τεσσάρων μονομερών του PMMA

Αυτές οι μονάδες μονομερών συγκρατούνται μεταξύ τους από ισχυρούς ομοιοπολικούς δεσμούς. Η ενέργεια των φωτονίων υπεριώδους ακτινοβολίας είναι συνήθως αρκετά υψηλή, ώστε να προκαλείται διέγερση σε μια ηλεκτρονιακή κατάσταση, η οποία ξεπερνάει την ενέργεια του δεσμού, προκαλώντας έτσι τη διάσπασή του. Αυτή η μετάβαση από μια ελκτική σε μια απωστική κατάσταση συνδέεται με μια μεταβολή του όγκου που καταλαμβάνει το κάθε μονομερές. Η μεταβολή αυτή οδηγεί σε αύξηση της ορμής του συστήματος, προκαλώντας έτσι την εκτίναξη θραυσμάτων με υπερηχητικές ταχύτητες [εικ. 2.7].



**εικ. 2.7:** Υπολογιστική προσομοίωση της φωτοαποδόμησης. Απεικονίζεται η εκτίναξη των μονομερών του PMMA συναρτήσει του χρόνου. [εικόνα τροποποιημένη από [26]]

Τα θραύσματα αυτά έχουν αναλυθεί σε πολλές μελέτες<sup>[11],[87]</sup>. Συνήθως αποτελούνται από ένα μείγμα μεμονωμένων άτομων (C, N, H, O) και μορίων (C<sub>2</sub>, CN, CH, CO), καθώς και από προϊόντα μεγαλύτερου μοριακού βάρους (MMA-μονομερή, HCN). Έχει επίσης βρεθεί ότι η σύσταση και το μέγεθος των θραυσμάτων εξαρτάται από το μήκος κύματος. Ακτινοβόληση στα 248 nm παράγει θραύσματα μεγαλύτερου μοριακού βάρους σε σύγκριση με τα 193 nm<sup>[86]</sup>.

Για αυτό το λόγο η εγχάραξη της επιφάνειας στα 248nm είναι λιγότερο ακριβής και παρουσιάζει περισσότερες αλλοιώσεις σε σχέση με τα 193nm.

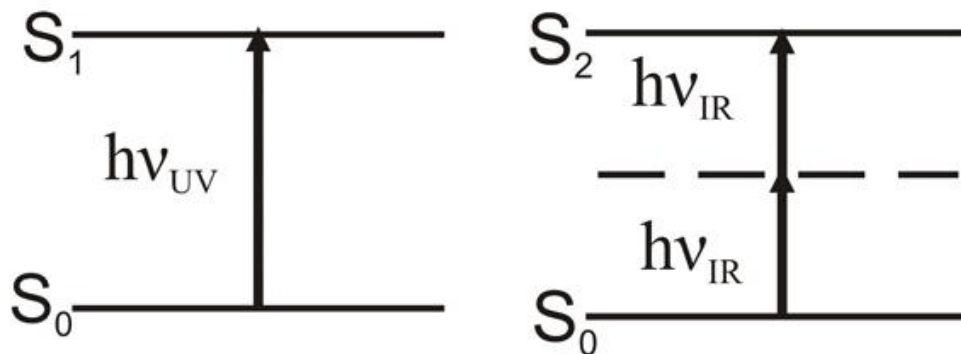
Οι ενέργειες για τη διάσπαση των τυπικών δεσμών ενός οργανικού πολυμερούς, καθώς και η ενέργεια των φωτονίων μερικών επιλεγμένων πηγών laser αναγράφονται στους πίνακες της εικόνας 2.8.



α)			β)	
Τύπος laser	Μήκος Κύματος (nm)	Ενέργεια φωτονίων (eV)	Είδος δεσμού	Ενέργεια διάσπασης (eV)
ArF	193	6.4	C=O	7.1
KrF	248	5.0	C=C	6.4
Nd:YLF (4 $\omega$ )	263	4.7	O-H	4.8
XeCl	308	4.0	N-H	4.1
XeF	351	3.5	C-O	3.6
Argon ion	514	2.4	C-C	3.6
Nd:YLF (2 $\omega$ )	526.5	2.4	S-H	3.5
He-Ne	633	2.0	C-N	3.0
Diode	800	1.6	C-S	2.7
Nd:YLF	1053	1.2		
Nd:YAG	1064	1.2		
Ho:YAG	2120	0.6		
Er:YAG	2940	0.4		
CO <sub>2</sub>	10600	0.1		

**εικ. 2.8:** Ενέργειες των φωτονίων επιλεγμένων πηγών laser α) και ενέργειες διάσπασης των πιο συνηθισμένων δεσμών που συναντούνται σε ένα οργανικό πολυμερές β). [εικόνα τροποποιημένη από [65]]

Είναι φανερό ότι μόνο τα φωτόνια των πηγών laser που εκπέμπουν στην υπεριώδη περιοχή, διαθέτουν την απαιτούμενη ενέργεια για την απευθείας διάσπαση αυτών των δεσμών. Επειδή το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας αυτής καταναλώνεται στο σπάσιμο των δεσμών, η παραγωγή και η διάχυση της θερμότητας είναι περιορισμένη, γεγονός που εξηγεί την ελαχιστοποίηση των θερμικών αλλοιώσεων.

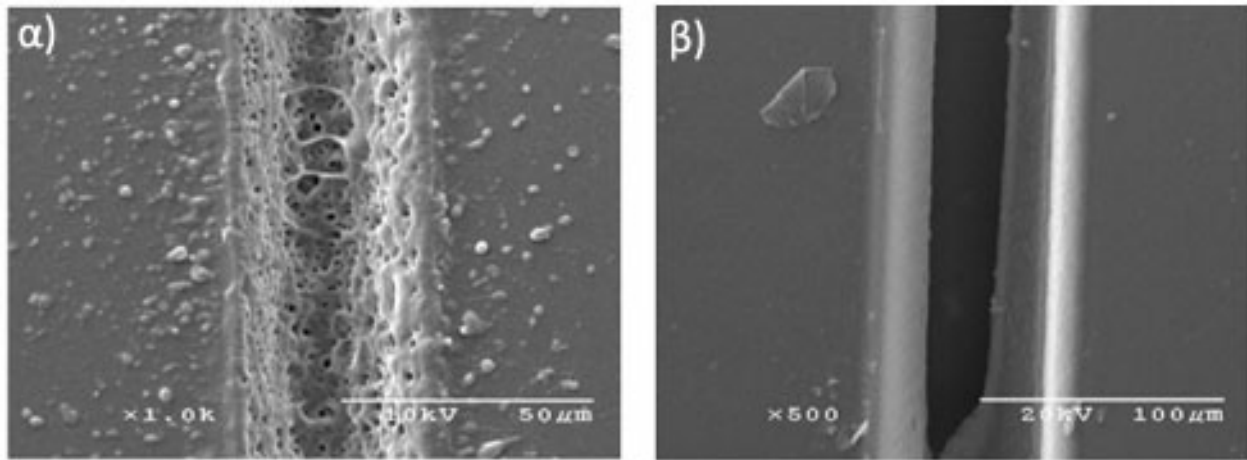


**εικ. 2.9:** Σε μονοφωτονική απορρόφηση η ενέργεια ενός φωτονίου στο υπεριώδες είναι αρκετή για να ξεπεράσει το ενεργειακό χάσμα α). Το ίδιο ενεργειακό χάσμα είναι δυνατό να ξεπεραστεί από την ταυτόχρονη απορρόφηση δύο φωτονίων στο υπέρυθρο (πολυφωτονική απορρόφηση).

Απευθείας διάσπαση των δεσμών μπορεί να προκληθεί και με πολυφωτονική διέγερση. Σε αυτή την περίπτωση έχουμε ταυτόχρονη απορρόφηση περισσότερων του ενός φωτονίων, η ενέργεια των οποίων αθροιστικά είναι αρκετή για να ξεπεραστεί το ενεργειακό χάσμα των ατόμων του στόχου [εικ. 2.9]. Η πολυφωτονική απορρόφηση είναι ένα φαινόμενο μη γραμμικής οπτικής, το οποίο κυριαρχεί σε υψηλές τιμές ισχύος. Οι τιμές αυτές επιτυγχάνονται με laser που εκπέμπουν υπερβραχείς παλμούς, μικρότερους του ps. Ένα άλλο πλεονέκτημα που έχει η χρήση υπερβραχέων παλμών, είναι ότι ο χρόνος αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας ( $\sim 10^{-15}$ - $10^{-13}$ s) είναι μικρότερος του χρόνου διάδοσης της ενέργειας στο πλέγμα ( $\sim 10^{-11}$ s). Συνεπώς περιορίζεται η

διάχυση θερμότητας και ελαχιστοποιείται η θερμική καταστροφή.

Ο ρόλος του μήκους κύματος στην ποιότητα της φωτοαποδόμησης, μπορεί να γίνει καλύτερα αντιληπτός από την εικόνα 2.10 α) και β).



**εικ. 2.10:** Μικροканάλια χαραγμένα σε PVA από laser XeCl ( $\lambda=308nm$ ) α) και από laser ArF ( $\lambda=193nm$ ) β) [εικόνα από [16]]

Και στις δύο εικόνες απεικονίζονται δύο κανάλια πάχους μερικών μικρομέτρων που έχουν χαραχθεί στο ίδιο πολυμερές με διαφορετικά laser. Στην αριστερή εικόνα το κανάλι έχει δημιουργηθεί με laser XeCl ( $\lambda=308nm$ ) στη δεξιά με laser ArF ( $\lambda=193nm$ ). Στην δεξιά εικόνα [εικ. 2.10 β)] παρατηρούμε μιας εξαιρετικής ποιότητας και ιδιαίτερα καθαρή τομή. Αντίθετα στην αριστερή εικόνα [εικ. 2.10 α)] είναι εμφανής η θερμική αλλοίωση του υλικού.

Αυτό οφείλεται στο ότι η ενέργεια των  $4,02 eV$  που έχουν τα φωτόνια στα  $308 nm$  δεν είναι αρκετή, ώστε να σπάσει τους περισσότερους δεσμούς του πολυμερούς. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την έντονη θερμική αλλοίωση, καθώς και την παρουσία μεγάλων σε μέγεθος θραυσμάτων. Αντιθέτως στα  $193 nm$ , όπου η ενέργεια των φωτονίων είναι μεγαλύτερη ( $E=6,4eV$ ), κυριαρχεί ο φωτοχημικός μηχανισμός.

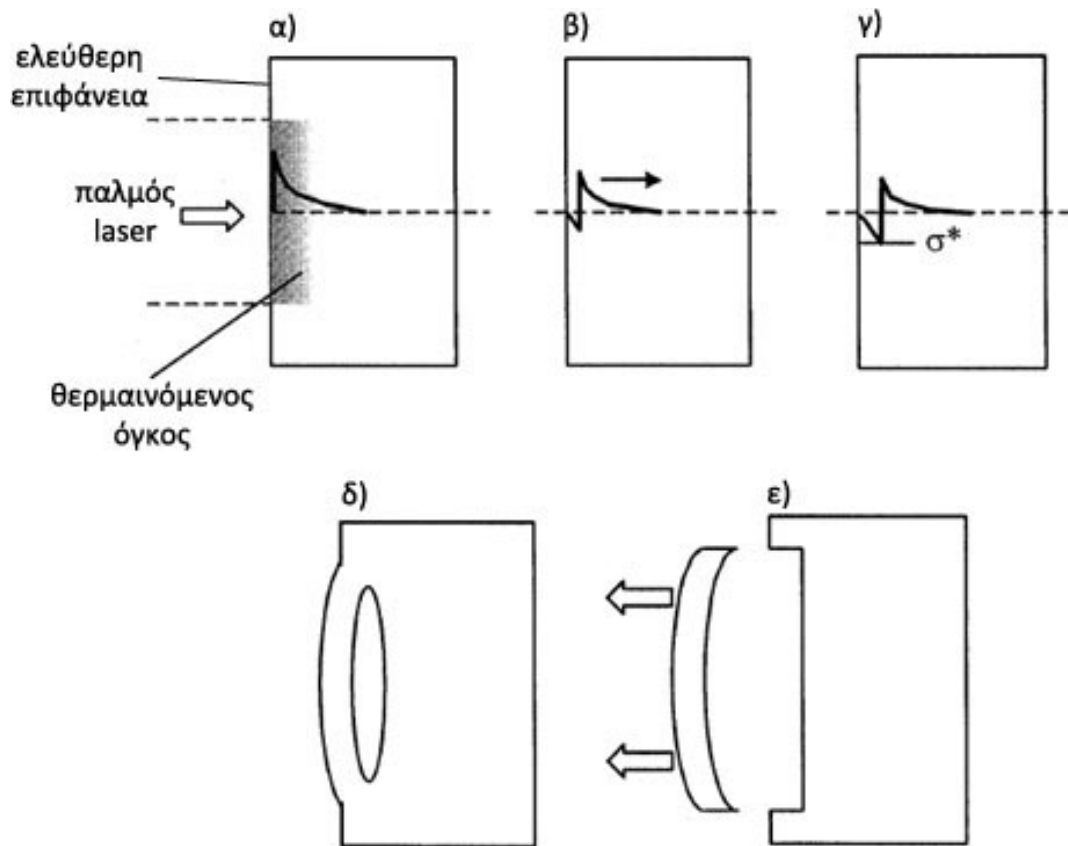
### **[Φωτομηχανικός μηχανισμός δράσης]**

Ο φωτομηχανικός μηχανισμός συνεισφέρει στην αποδόμηση με τις μηχανικές τάσεις που αναπτύσσονται από διάφορα αίτια, όπως είναι η αύξηση της εσωτερικής πίεσης, λόγω του σχηματισμού αέριων προϊόντων στο υπόστρωμα.

Μια άλλη αιτία είναι ο αποπολυμερισμός. Οι φωτοχημικές και φωτοθερμικές διεγέρσεις έχουν σαν αποτέλεσμα προϊόντα μικρότερου μοριακού βάρους.

Εφόσον κατά τον πολυμερισμό έχουμε συστολή του όγκου του υλικού, κατά την αντίστροφη διαδικασία θα παρατηρηθεί διαστολή του όγκου του. Για παράδειγμα ο αποπολυμερισμός του pmma οδηγεί σε αύξηση του όγκου του κατά 20%, γεγονός που προκαλεί την ανάπτυξη εξωτερικών τάσεων.

Μια ακόμα πηγή μηχανικών τάσεων είναι τα θερμοελαστικά κύματα<sup>[69]</sup>. |εικ. 2.11| Κατά την ακτινοβολήση του πολυμερούς με παλμούς της τάξης των ns, ο ρυθμός θέρμανσης του στόχου είναι ιδιαίτερα υψηλός και ουσιαστικά επιτυγχάνεται η θέρμανσή του υπό συνθήκη σταθερού όγκου. Αυτό έχει σαν συνέπεια τη δημιουργία δύο θερμοελαστικών κυμάτων πίεσης κάθετα στην επιφάνεια, εκ των οποίων το ένα διαδίδεται προς το εσωτερικό του μέσου και το άλλο προς την ελεύθερη επιφάνεια. Κατά την ανάκλαση του τελευταίου στην ελεύθερη επιφάνεια αλλάζει η φάση του και σε συνδυασμό με το κύμα που διαδίδεται προς το εσωτερικό, δημιουργούν μια ολοένα αυξανόμενη ελκυστική συνιστώσα. Σε κάποιο βάθος η συνιστώσα αυτή θα ξεπεράσει την αντοχή του υλικού σε εφελκυσμό, προκαλώντας έτσι την εκτίναξη τμήματός του, λόγω θραύσης.

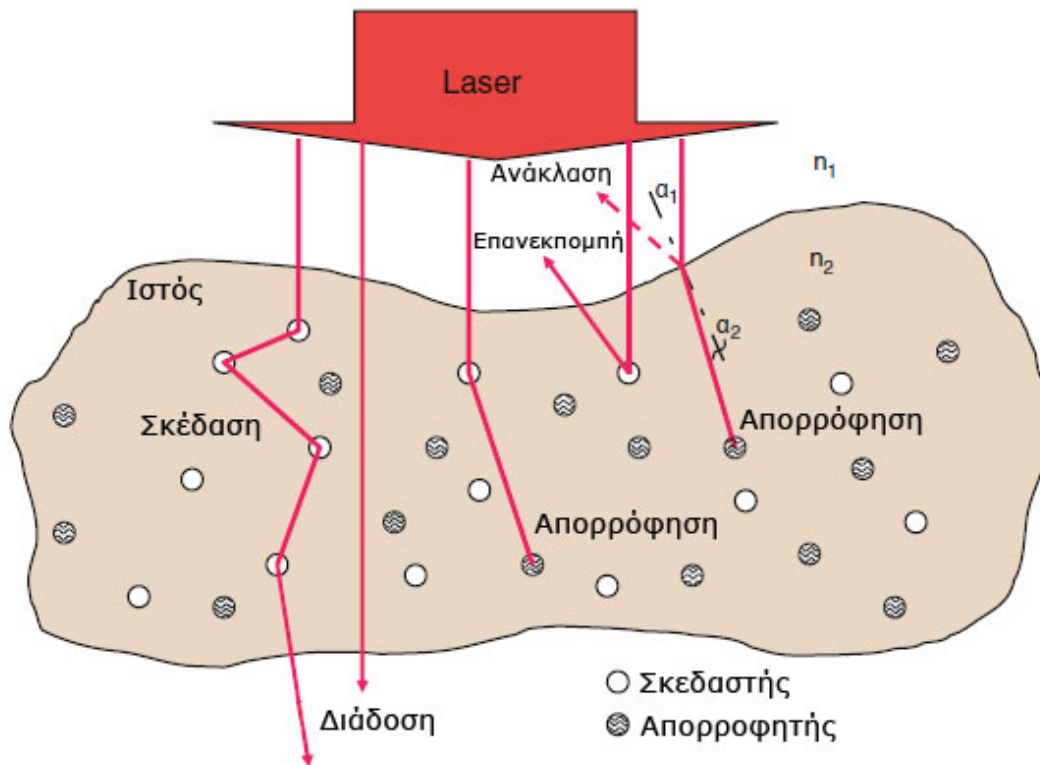


**εικ. 2.11:** Σχηματική αναπαράσταση του επαγόμενου από laser μηχανισμού θερμοελαστικών κυμάτων. α) Η θερμική διαστολή του ακτινοβολούμενου όγκου προκαλεί μηχανική τάση. β) Δημιουργία αντίθετα διαδιδόμενων θερμοελαστικών κυμάτων. γ) Ανάπτυξη εφελκυστικής τάσης από τη συμβολή των θερμοελαστικών κυμάτων. Θραύση δ) και εκτίναξη μέρους του υλικού ε) |εικόνα τροποποιημένη από [69]]

## 2.2 Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας laser με ιστούς

Η αλληλεπίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας μιας δέσμης laser με την έμβια ύλη εξαρτάται από τις φυσικές παραμέτρους της δέσμης, αλλά και από τα χαρακτηριστικά του ακτινοβολουμένου ιστού. Οι παράμετροι της δέσμης είναι το μήκος κύματος, η πυκνότητα ενέργειας και ισχύος (η ενέργεια και η ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας), η διάρκεια ακτινοβολήσης, όταν το laser είναι συνεχούς λειτουργίας, ή το εύρος και η επαναληπτικότητα των παλμών όταν το laser είναι παλμικής λειτουργίας.

Οι ιδιότητες του ιστού στόχου που παίζουν το σημαντικότερο ρόλο είναι οι οπτικές (ανάκλαση, διάδοση, διάχυση και απορρόφηση), οι θερμικές (θερμική αγωγιμότητα, ειδική θερμότητα) καθώς και οι φυσικομηχανικές ιδιότητες (πυκνότητα, δομή, μηχανική αντοχή). Όταν φως laser προσπίπτει στον ιστό ένα τμήμα του ανακλάται, ένα διαδίδεται και ένα απορροφάται [εικ. 2.12]. Το ποσοστό του φωτός laser που θα υποστεί απορρόφηση, καθώς και η επίδραση που αυτό θα έχει στον ιστό εξαρτώνται από τις παραμέτρους της δέσμης και της ιδιότητες του υλικού που αναφέρθηκαν παραπάνω.



εικ. 2.12: Αλληλεπίδραση ακτινοβολία με λεπτό στρώμα ιστού. [εικόνα τροποποιημένη από [89]]

Η απορρόφηση φωτονίων της δέσμης laser από τον ιστό μπορεί να διεγείρει τα μόρια που τον αποτελούν προκαλώντας τη μετάβαση των εξωτερικών ηλεκτρονίων σε υψηλότερα ενεργειακά επίπεδα. Το διεγερμένο μόριο συνήθως εκτονώνει αυτό το πλεόνασμα ενέργειας με έναν από τους ακόλουθους τρόπους:

- συμμετέχοντας σε μια φωτοχημική αντίδραση
- συγκρούεται με ένα άλλο άτομο ή μόριο
- εκπέμποντας φωτόνιο
- η πλεονάζουσα ενέργεια μετατρέπεται σε κινητική παράγοντας έτσι θερμότητα

Η τελευταία περίπτωση κυριαρχεί περισσότερο κατά την αλληλεπίδραση με φωτόνια στην περιοχή του υπερύθρου, τα οποία μπορούν να μεταφέρουν ενέργεια απευθείας στα δονητικά και περιστροφικά επίπεδα των ακτινοβολούμενων μορίων. Η αύξηση της κινητικής ενέργειας των μορίων προκαλεί συγκρούσεις με τα γειτονικά τους, με αποτέλεσμα τη διάχυση θερμότητας σε μια μεγαλύτερη περιοχή από την αρχικά ακτινοβολούμενη.

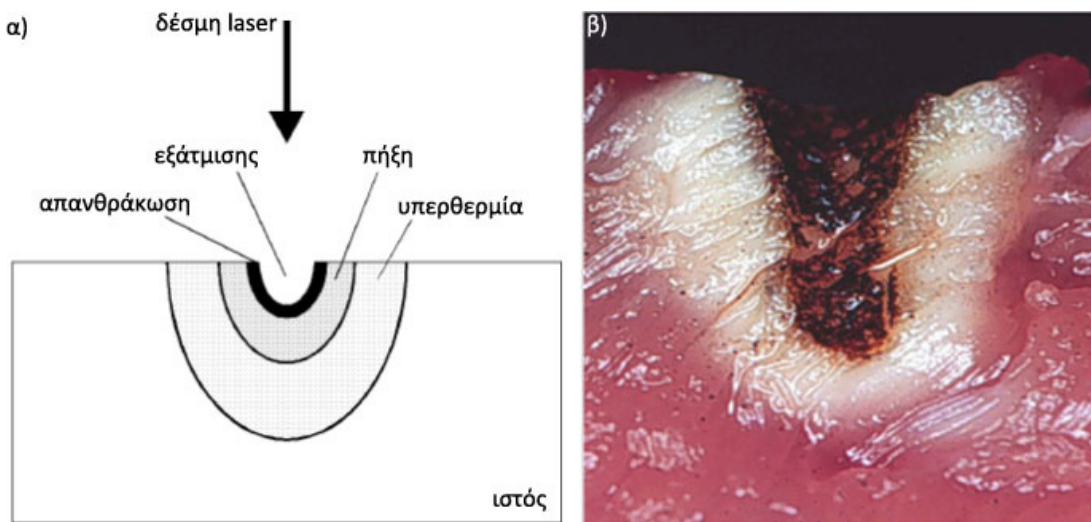
Οι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας laser με βιολογικό ιστό μπορούν να χωριστούν στο φωτοθερμικό, στο φωτοχημικό, και στο φωτομηχανικό μηχανισμό.

Κυριαρχία του φωτοθερμικού μηχανισμού έχουμε όταν η προσπίπτουσα ακτινοβολία laser μετατρέπεται σε θερμότητα, η οποία μπορεί να προκαλέσει από απλή θέρμανση του ιστού έως και την εξάχνωσή του [εικ. 2.13]. Ο κύριος μηχανισμός αύξησης της θερμότητας είναι η αύξηση της κινητικής ενέργειας σε τοπικό επίπεδο και οι επακόλουθες συγκρούσεις μεταξύ των μορίων. Η επίδραση που θα έχει αυτή η παραγωγή θερμότητας στον ιστό εξαρτάται από την αύξηση θερμοκρασίας που θα προκαλέσει. Αν οι μαλακοί ιστοί θερμανθούν, από το επίπεδο της φυσιολογικής θερμοκρασίας του σώματος έως το επίπεδο των 60°C για μικρό χρονικό διάστημα, δεν θα παρατηρηθεί κάποια αλλαγή τη δομή τους. Πάνω όμως από τη θερμοκρασία των 60°C αρχίζει η διαδικασία της πήξης. Η πήξη εκδηλώνεται μακροσκοπικά με μια λεύκανση της ακτινοβοληθείσας περιοχής λόγω ανάκλασης όλων των ορατών μηκών κύματος. Κατά την διαδικασία της πήξης έχουμε μετουσίωση των πρωτεϊνών, αλλά και των ινών κολλαγόνου που αποτελούν σε μικρό ή μεγαλύτερο βαθμό το βασικό πλέγμα των συνδετικών ιστών του σώματος, καθώς και των τοιχωμάτων των αιμοφόρων αγγείων.

Αν η θερμοκρασία στους ιστούς ξεπεράσει τους 100°C, τότε το νερό που περιέχουν σε σημαντικό ποσοστό εντός τους, αρχίζει να βράζει. Η ατμοποίηση του

νερού προκαλεί μια αύξηση του όγκου του κατά χίλιες φορές, με επακόλουθο την καταστροφή των τοιχωμάτων των κυττάρων με μορφή έκρηξης, επιτρέποντας την διαφυγή του ατμού. Η αποδόμηση του ιστού κατά αυτό τον τρόπο έχει επικρατήσει με τον όρο “ατμοποίηση”.

Από τη στιγμή που εξατμίζεται πλήρως το νερό από το κύτταρο η συνεχιζόμενη ακτινοβολή θα οδηγήσει σε ταχεία αύξηση της θερμοκρασίας μέχρι τους 300°C με 400°C, όπου πλέον ο ιστός μαυρίζει, απανθρακώνεται και αρχίζει να παράγει ατμούς. Σε θερμοκρασίες που ξεπερνούν τους 500°C, παρουσία ατμοσφαιρικού οξυγόνου, τα υπολείμματα του ιστού καίγονται και εξαχνώνονται.



**εικ. 2.13:** α) Θερμικά φαινόμενα ακτινοβολήσης με laser εντός βιολογικού ιστού. β) Ιστός ακτινοβολημένος με laser CO<sub>2</sub>. [εικόνες τροποποιημένες από [65] και [89]].

Η διάχυση της θερμότητας που αναπτύσσεται κατά την ακτινοβολήση ενός ιστού, υπάρχει περίπτωση να προκαλέσει την ανεπιθύμητη αλλοίωση ή καταστροφή παρακείμενων ιστών. Το φαινόμενο αυτό περιορίζεται με τη χρήση παλμικών laser, όπου επιτρέπουν τη ψύξη των ιστών στο διάστημα ανάμεσα στους παλμούς. Στο πρόβλημα εύρεσης της βέλτιστης διάρκειας των παλμών του laser, σημαντικό ρόλο παίζει η παράμετρος του χρόνου θερμικής αποκατάστασης  $\tau$ . Η παράμετρος αυτή προκύπτει εξισώνοντας το μήκος διείσδυσης της ακτινοβολίας  $L = \frac{1}{a}$ , όπου  $a$  ο συντελεστής απορρόφησης, με το μήκος θερμικής διάχυσης  $z_{therm}$ <sup>[65]</sup>. Το μήκος θερμικής διάχυσης ορίζεται ως η απόσταση κατά την οποία η θερμοκρασία έχει μειωθεί στο  $1/e$  της μέγιστης τιμής της και δίνεται από τη σχέση

$$z_{therm} = \sqrt{4\kappa t}, \quad |2.2|$$

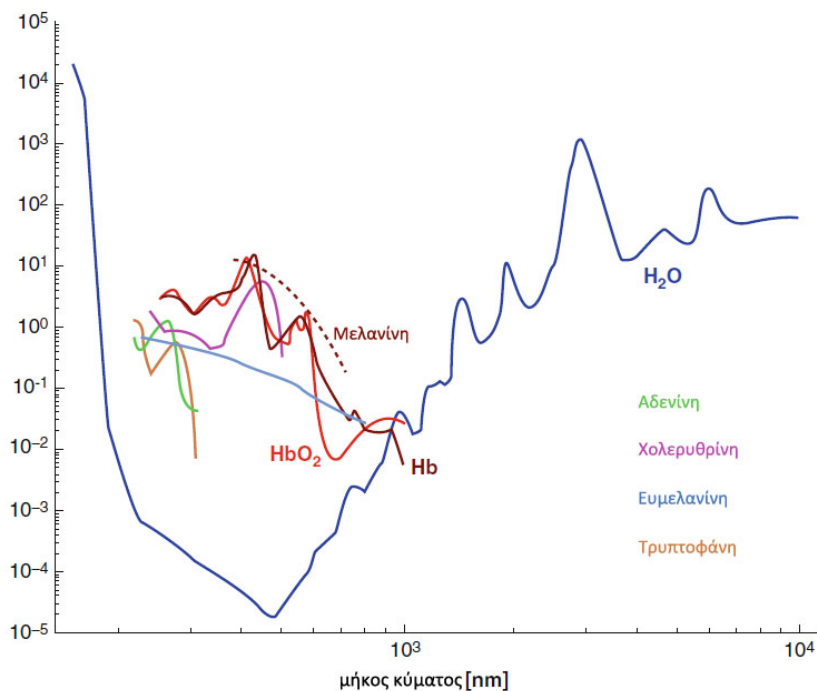
όπου  $t$  ο χρόνος έκθεσης και  $\kappa$  ο συντελεστής θερμικής διάχυσης του ιστού.

Ο τελευταίος εξαρτάται από την θερμική αγωγιμότητα  $\Lambda \left( \frac{W}{m \cdot K} \right)$  διαιρεμένη με την πυκνότητα  $\rho$  και την ειδική θερμοχωρητικότητα  $c_w$ :

$$\kappa = \frac{\Lambda}{\rho \cdot c_w} \quad |2.3|$$

Εξισώνοντας της σχέσεις |2.2| και |2.3| προκύπτει η σχέση  $L = \sqrt{4\kappa\tau}$ , που περιέχει το χρόνο θερμικής αποκατάστασης, ο οποίος μετράει τη θερμική επιδεκτικότητα του ιστού. Για παλμούς laser διάρκειας  $t < \tau$  το μήκος διάχυσης της θερμότητας είναι μικρότερο από το μήκος διείσδυσης της ακτινοβολίας  $L$ .

Αυτό έχει ως αποτέλεσμα η θερμότητα να περιορίζεται στον όγκο που ορίζεται από την ακτινοβολημένη επιφάνεια και το οπτικό μήκος διείσδυσης της ακτινοβολίας, οπότε η θερμική καταστροφή των παρακείμενων ιστών να είναι ελάχιστη. Αντίθετα για διάρκειες παλμών  $t > \tau$  η θερμότητα διαχέεται σε πολλαπλάσια απόσταση του μήκος διείσδυσης της ακτινοβολίας, προκαλώντας θερμική αλλοίωση των παρακείμενων ιστών. Παρ' όλα αυτά, ακόμα και στη περίπτωση που ισχύει  $t < \tau$  η περιοχή θερμικής αλλοίωσης δεν μπορεί να είναι μικρότερη από το βάθος διείσδυσης της ακτινοβολίας στον ιστό, το οποίο εξαρτάται από το μήκος κύματος. Συνεπώς, παίζει πολύ σημαντικό ρόλο η τιμή του συντελεστή απορρόφησης, που παρουσιάζουν στο μήκος κύματος του laser, οι ουσίες που απαρτίζουν τον ιστό [εικ. 2.14].

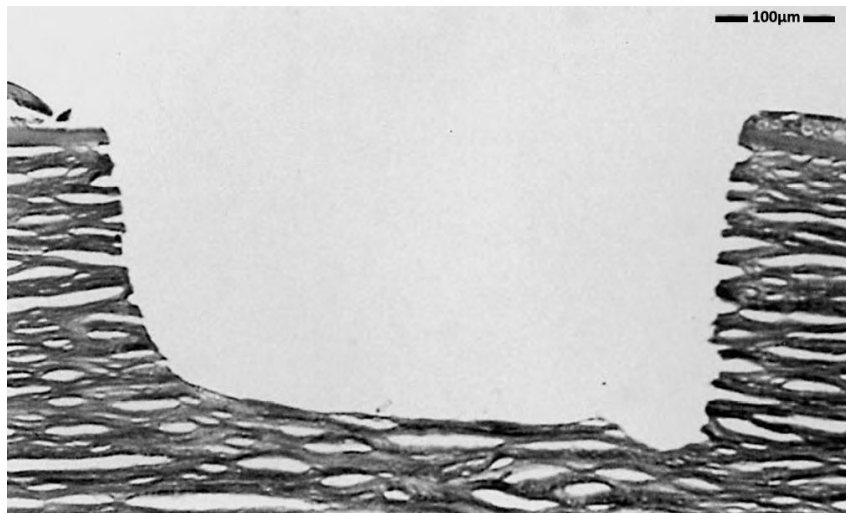


**εικ. 2.14:** Φάσματα απορρόφησης χρωμοφόρων που συναντούνται σε βιολογικούς ιστούς. [εικόνα τροποποιημένη από [89]].

Σε αντίθεση με τον φωτοθερμικό μηχανισμό, ο φωτοχημικός και ο φωτομηχανικός δεν προκαλούν θερμικές διαδικασίες και για αυτό το λόγο η δράση τους θεωρείται “ψυχρή”.

Στον φωτοχημικό μηχανισμό δράσης η προσπίπτουσα δέσμη δεν προκαλεί παραγωγή θερμότητας. Η ακτινοβολία με δέσμη laser σε χαμηλές προς μέτριες τιμές πυκνότητας ισχύος και σε σχετικά μεγάλους χρόνους έκθεσης, ιδιαίτερα όταν το μήκος κύματος είναι στην περιοχή του ορατού και χαμηλότερα, προκαλεί κυρίως φωτοχημικές αντιδράσεις. Σε αυτή την περίπτωση η μονοφωτονική ή πολυφωτονική απορρόφηση των προσπιπτόντων φωτονίων από τα εξωτερικά ηλεκτρόνια, είναι η αιτία για τη διεγερμένη κατάσταση στην οποία βρίσκονται τα μόρια. Από την κατάσταση αυτή μπορεί να προκληθεί φωτοβιοχημική αντίδραση. Η αντίδραση αυτή έχει ως αποτέλεσμα την αλλαγή της δομής και των ιδιοτήτων του υλικού, ένα φαινόμενο που είναι χρήσιμο σε διάφορες θεραπευτικές εφαρμογές, όπως είναι η φωτοδυναμική θεραπεία (photodynamic therapy-PDT). Σε μια τέτοιου είδους θεραπεία εισάγονται στο σώμα ειδικές ενώσεις χρωμοφόρων, τα οποία απορροφώντας έντονα στο μήκος κύματος της δέσμης, προκαλούν τους επιθυμητούς βιολογικούς μετασχηματισμούς, σε άλλα μη-απορροφούντα μόρια.

Οι περισσότεροι ιστοί είναι ουσιαστικά αδιαφανείς για μήκος κύματος ακτινοβολίας μικρότερο των 300nm. Αν ο ιστός εκτεθεί σε ακτινοβολία αυτής της περιοχής του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος, για μικρό χρονικό διάστημα και σε υψηλή πυκνότητα ενέργειας, θα έχουμε διαδοχική αφαίρεση στρωμάτων της επιφάνειάς του, με πολύ μεγάλη ακρίβεια και χωρίς την παρουσία θερμικής καταστροφής [εικ 2.15].



**εικ. 2.15:** Φωτοαποδόμηση κερατοειδικού ιστού με laser ArF (διάρκεια παλμού: 14ns, Πυκνότητα ενέργειας: 180mJ/cm<sup>2</sup>). [εικόνα τροποποιημένη από [65]]

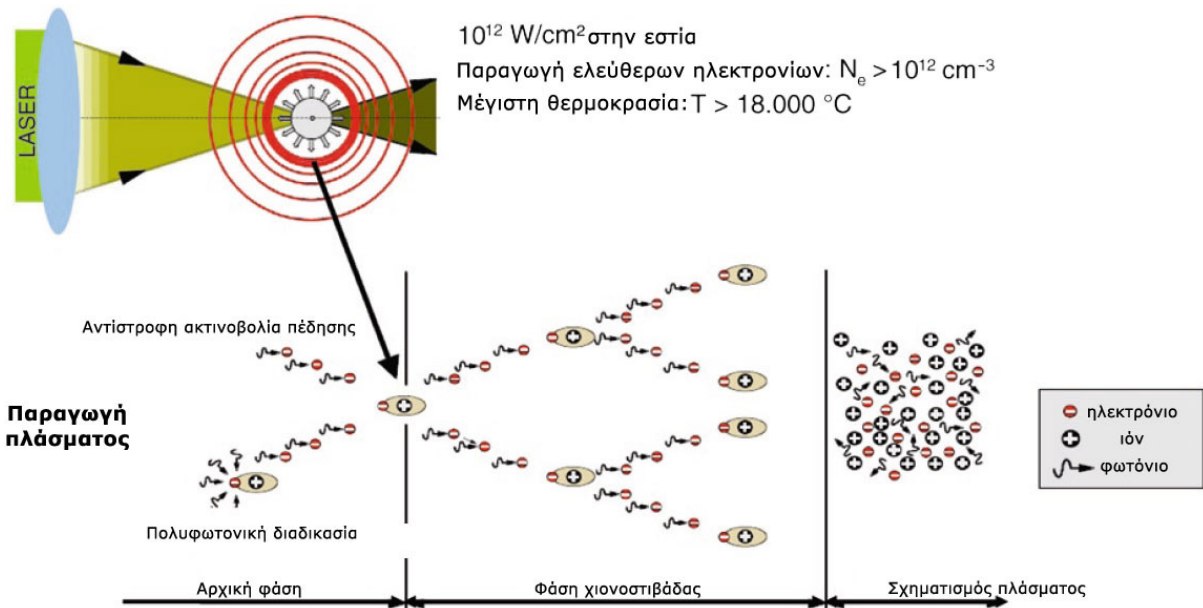


Τα φωτόνια στην περιοχή του υπεριώδους, έχουν επαρκή ενέργεια ώστε να προκαλέσουν απευθείας διάσπαση των χημικών δεσμών μεταξύ των μορίων του στόχου. Η πλεονάζουσα ενέργεια αυτής που καταναλώθηκε στη σχάση των δεσμών, μετατρέπεται σε κινητική και προκαλεί την εκτόξευση των μοριακών θραυσμάτων από την περιοχή του στόχου με υπερηχητικές ταχύτητες<sup>[57]</sup>. Η διαδικασία αυτή έχει καθιερωθεί στη βιβλιογραφία με τον τίτλο φωτο-αποδόμηση (photoablation) και έχει την ίδια εξήγηση με το φαινόμενο που παρατηρείται στα πολυμερή [κεφ. 1.6]. Λόγω του ότι το βάθος ανά παλμό είναι προβλέψιμο με μεγάλη ακρίβεια, μπορεί να πραγματοποιηθεί αποδόμηση της επιφάνειας του ιστού, μέχρι ένα αυστηρά προκαθορισμένο βάθος. Μια πολύ διαδεδομένη εφαρμογή της φωτοαποδόμησης είναι η φωτοδιαθλαστική χειρουργική, όπου το laser ArF παράγει εξαιρετικά αποτελέσματα στην επεξεργασία του κερατοειδούς.

Ο φωτομηχανικός μηχανισμός εκδηλώνεται με τη δημιουργία μηχανικών κυμάτων, τα οποία είναι αποτέλεσμα διαφόρων διαδικασιών.

Για υψηλές τιμές πυκνότητας ισχύος ( $>10^{10}$  W/cm<sup>2</sup>), οι οποίες επιτυγχάνονται για διάρκειες παλμών της τάξης των μερικών ns και κάτω, προσφέρεται αρκετή ενέργεια, ώστε να διαχωριστούν τα ηλεκτρόνια από τα άτομα και μόρια, προκαλώντας έτσι τον ιονισμό τους. Ο μηχανισμός ιονισμού εξαρτάται από τη διάρκεια του παλμού. Για παλμούς διάρκειας 3-10ns, ο ιονισμός προκαλείται από θερμιονική εκπομπή, η οποία είναι αποτέλεσμα των πολύ υψηλών θερμοκρασιών στο σημείο εστίασης της δέσμης<sup>[8]</sup>. Για παλμούς βραχύτερους των μερικών δεκάδων ps, ο ιονισμός είναι αποτέλεσμα μιας μη γραμμικής διαδικασίας που αποκαλείται πολυφωτονικός ιονισμός. Τα ελεύθερα ηλεκτρόνια επιταχύνονται από το ισχυρό ηλεκτρομαγνητικό πεδίο και παράγονται δευτερογενή ηλεκτρόνια μέσω συγκρούσεων (φαινόμενο χιονοστιβάδας)<sup>[89]</sup>. Η μεγάλη πυκνότητα ελεύθερων ηλεκτρονίων και ιόντων έχει ως αποτέλεσμα το σχηματισμό πλάσματος.

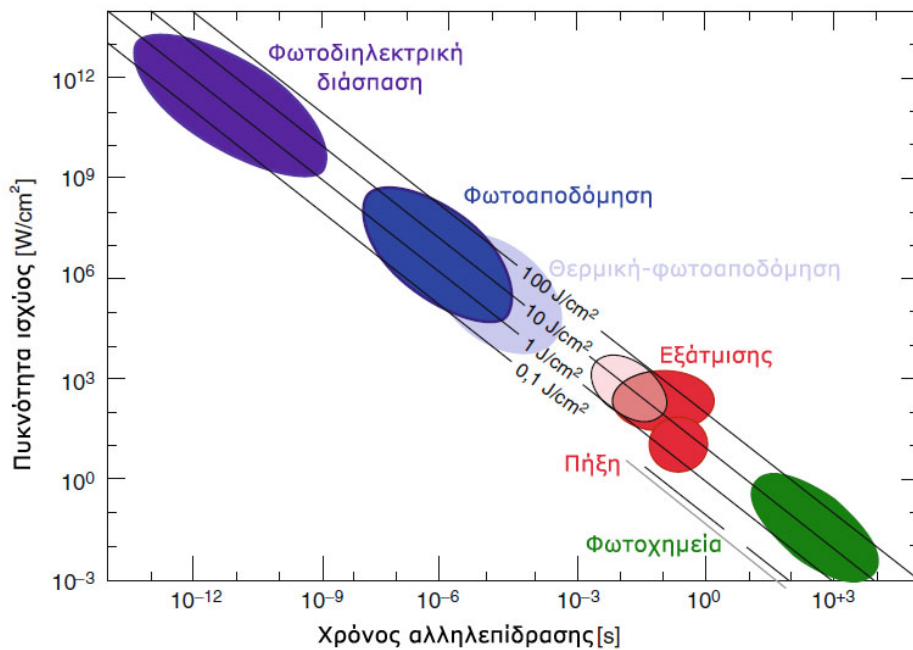
Από τη στιγμή που σχηματιστεί, το πλάσμα απορροφά ή σκεδάζει το υπόλοιπο της ακτινοβολίας του παλμού, θωρακίζοντας τους υποκείμενους ιστούς. Ταυτόχρονα το πλάσμα διαστέλλεται ταχύτατα, παράγοντας ακουστικά και κρουστικά κύματα τα οποία προκαλούν μηχανική διάσπαση του παρακείμενου στην περιοχή ακτινοβολίας ιστού. Η διαδικασία αυτή είναι γνωστή ως φωτοδιηλεκτρική διάσπαση [εικ 2.16].



**εικ. 2.16:** Σχηματική αναπαράσταση της διαδικασίας που είναι υπεύθυνη για τη φωτοδιηλεκτρική διάσπαση. [εικόνα τροποποιημένη από [89]]

Μια άλλη φωτομηχανική διαδικασία θεωρούνται τα θερμοελαστικά κύματα τα οποία προκαλούνται λόγω απότομης θερμικής διαστολής. Το φαινόμενο είναι αντίστοιχο με αυτό που περιγράφεται στο κεφάλαιο 2.1 για την περίπτωση των πολυμερών.

Τα κυριότερα είδη αλληλεπιδράσεων της ακτινοβολίας laser με τους ιστούς παρουσιάζονται συνοπτικά στο σχήμα της εικόνας 2.17. Ο οριζόντιος άξονας παριστάνει τη διάρκεια αλληλεπίδρασης, ο κάθετος την πυκνότητα ισχύος και οι διαγώνιες γραμμές σταθερές τιμές της πυκνότητας ενέργειας.

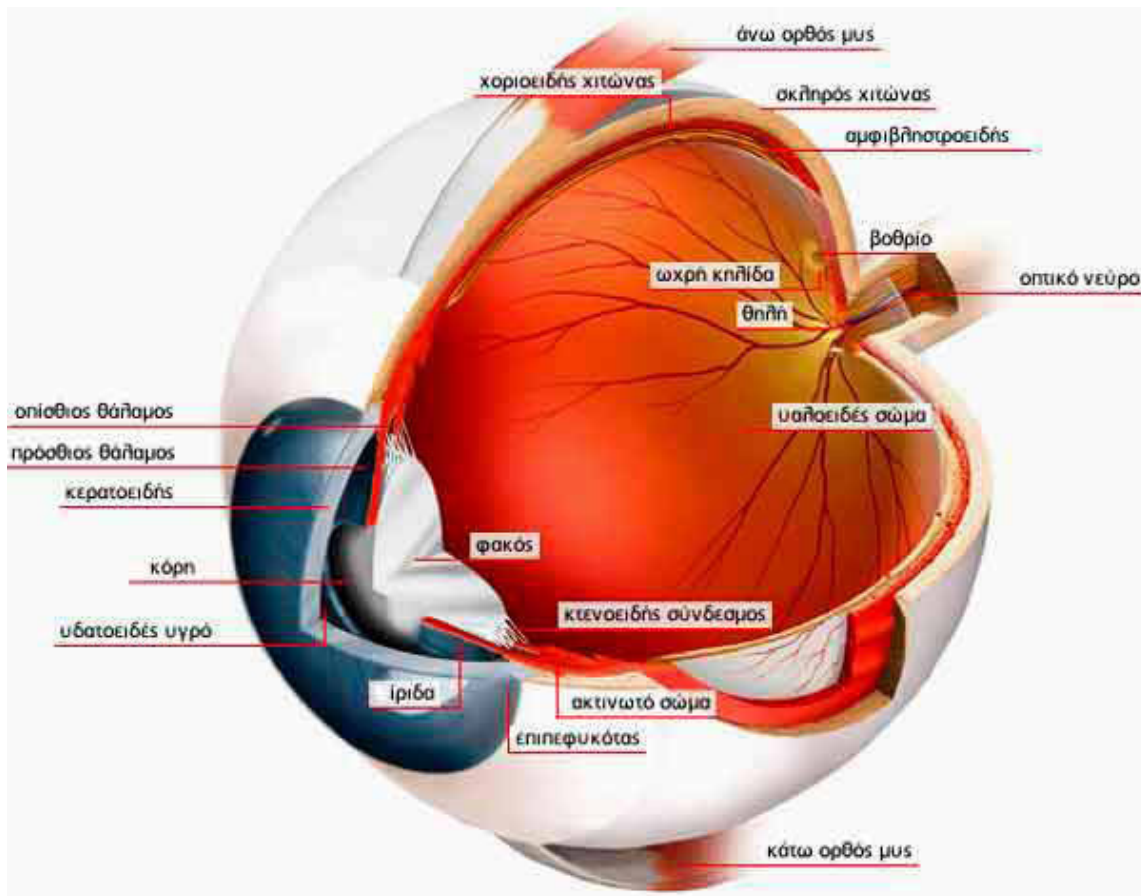


**εικ. 2.17:** Διάγραμμα με τα κυριότερα είδη αλληλεπίδρασης μεταξύ ιστών και ακτινοβολίας laser. Οι διαγώνιες γραμμές αντιστοιχούν σε σταθερές τιμές της πυκνότητας ενέργειας. [εικόνα τροποποιημένη από [89]]

## |Ο ανθρώπινος οφθαλμός και οι παθήσεις του|

### 3.1 Ανατομία ανθρώπινου οφθαλμού

Ο ανθρώπινος οφθαλμός είναι το αισθητήριο όργανο που αντιδρά στο φως και είναι υπεύθυνο για την όραση, η οποία μας επιτρέπει τη διάκριση των σχημάτων και των χρωμάτων των αντικειμένων του περιβάλλοντός μας. Αναλαμβάνει τη συλλογή μιας μικρής περιοχής του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος και την εστίασή της στο πίσω μέρος του. Εκεί γίνεται η μετατροπή του φωτός σε νευρικούς παλμούς, οι οποίοι στη συνέχεια στέλνονται στον εγκέφαλο για επεξεργασία. Η θέση των οφθαλμών στο ανθρώπινο κρανίο είναι τέτοια ώστε τα οπτικά τους πεδία να επικαλύπτονται επιτρέποντας καλύτερη αντίληψη του βάθους.



**εικ. 3.1:** Ανατομία ανθρώπινου οφθαλμού. |εικόνα από <http://www.rhodes.aegean.gr/sxedia/GRAFDAS-KALOU/anatomy/sub1/seeing/volvos.jpg>|

Ο οφθαλμικός βολβός είναι κατά προσέγγιση σφαιρικός με διάμετρο 2,42 mm κατά μέσο όρο. Το ακριβές σχήμα και μέγεθός του διαφέρουν από άνθρωπο σε άνθρωπο. Αποτελείται από **τρεις ομόκεντρους χιτώνες**, τον **ινώδη**, τον **αγγειώδη** και τον **αμφιβληστροειδή**.

Ο **ινώδης** χιτώνας αποτελεί το εξωτερικό τοίχωμα του βολβού. Είναι ο σκληρότερος από τους τρεις και είναι υπεύθυνος για την διατήρηση του σχήματος του βολβού. Αποτελείται στο οπίσθιο μέρος του, από τον σκληροειδή χιτώνα και στο εμπρόσθιο από τον κερατοειδή, ο οποίος θα εξεταστεί αναλυτικότερα παρακάτω.

Ο μεσαίος χιτώνας είναι ο **αγγειώδης**. Σε αυτόν παρέχονται μεγάλες ποσότητες αίματος από τα τριχοειδή αγγεία που διαθέτει και συμβάλει στον εφοδιασμό με θρεπτικές ουσίες των υπόλοιπων στρωμάτων του οφθαλμού. Διακρίνεται από εμπρός προς τα πίσω σε τρία μέρη: την ίριδα, το ακτινωτό σώμα και τον χοριοειδή. Η ίριδα αποτελεί μια κυκλική δομή που έχει το ρόλο διαφράγματος. Ελέγχει τη διάμετρο και το μέγεθος της κόρης και κατ' επέκταση την ποσότητα του φωτός που εισέρχεται στο εσωτερικό του οφθαλμού. Πίσω από την ίριδα βρίσκεται το ακτινωτό σώμα που αποτελείται από τον ακτινωτό μυ και τις ακτινωτές αποφύσεις. Ο ακτινωτός μυς είναι υπεύθυνος για τη μεταβολή του σχήματος του κρυσταλλοειδούς φακού προκειμένου να επιτυγχάνεται καλή εστίαση του φωτός στον αμφιβληστροειδή. Οι ακτινοειδείς αποφύσεις εκκρίνουν το υδατοειδές υγρό, το οποίο βρέχει το πρόσθιο τμήμα, διευκολύνοντας τις μεταβολικές ανταλλαγές και διατηρεί την πίεση μέσα στον οφθαλμό. Το πίσω τμήμα του αγγειώδη χιτώνα αποτελείται από τον χοριοειδή, ο οποίος με τα αιμοφόρα αγγεία του εφοδιάζει με οξυγόνο και θρεπτικές ουσίες τον αμφιβληστροειδή.

Ο **αμφιβληστροειδής** χιτώνας καλύπτει το πίσω μέρος του εσωτερικού τοιχώματος του οφθαλμού και αποτελεί την φωτοευαίσθητη επιφάνειά του. Ο ρόλος του είναι η μετατροπή της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας σε ηλεκτρικά σήματα, τα οποία στη συνέχεια μεταφέρονται στον εγκέφαλο. Τα κύτταρα που είναι υπεύθυνα για αυτή τη μετατροπή είναι οι φωτοϋποδοχείς, που αποτελούνται από τα ραβδία και τα κωνία. Τα τελευταία είναι ευαίσθητα σε ακτινοβολία μήκους κύματος μεταξύ 400nm και 700nm περίπου. Τα ραβδία είναι περίπου 120 εκατομμύρια σε κάθε μάτι. Είναι πολύ ευαίσθητα στην ένταση του φωτός, επιτρέποντας την όραση ακόμα και όταν αυτό είναι αμυδρό, θυσιάζοντας όμως την οξύτητα και την χρωματική διακριτική ικανότητα. Τα κωνία είναι περίπου 6-7 εκατομμύρια σε κάθε μάτι. Δεν είναι το ίδιο ευαίσθητα στο φως, αλλά οι χρωστικές τους παρουσιάζουν διαφορετική απορρόφηση ανάλογα με το μήκος κύματος του φωτός, επιτρέποντας την έγχρωμη όραση.

Ο ενδοφθάλμιος χώρος χωρίζεται από τον κρυσταλλοειδή φακό σε δύο κοιλότητες, τον πρόσθιο και οπίσθιο πόλο. Ο πρόσθιος πόλος είναι γεμάτος με το υδατοειδές υγρό και διαχωρίζεται στον πρόσθιο θάλαμο, που ορίζεται από τον κερατοειδή και την εξωτερική επιφάνεια της ίριδας και τον οπίσθιο που ορίζεται από την πίσω επιφάνεια της ίριδας και την πρόσθια επιφάνεια του κρυσταλλοειδή φακού. Οπίσθιος πόλος ονομάζεται ο χώρος που περιβάλλεται από την οπίσθια επιφάνεια του κρυσταλλοειδή φακού, το ακτινωτό σώμα και τον αμφιβληστροειδή. Είναι γεμάτος με ένα παχύρρευστο υγρό με ελαστικές ιδιότητες που καλείται υαλοειδές ή υαλώδες σώμα.

### 3.1.1 Ανατομία του κερατοειδούς

Ο κερατοειδής είναι το διάφανο πρόσθιο τμήμα του ινώδους χιτώνα. Έχει διάμετρο  $12\text{ mm}$  και καλύπτει περίπου το  $1/6$  της επιφάνειάς του. Λειτουργεί σαν προστατευτική μεμβράνη, αλλά και σαν “παράθυρο” διαμέσου του οποίου περνάνε οι φωτεινές ακτίνες για να φτάσουν στον αμφιβληστροειδή. Η διαφορά μεταξύ των δεικτών διάθλασης του αέρα και του κερατοειδή, καθιστούν τον τελευταίο υπεύθυνο για τα  $2/3$  της διαθλαστικής ισχύος του οφθαλμού. Δεν διαθέτει αιμοφόρα αγγεία, ώστε να μην επηρεάζεται η διαπερατότητα του. Η πρόληψη των θρεπτικών ουσιών πραγματοποιείται μέσω του υδατοειδούς υγρού και των δακρύων. Η εξωτερική του επιφάνεια καλύπτεται από τη δακρυϊκή στοιβάδα, με μέσο πάχος  $7\ \mu\text{m}$ , η οποία υγραίνει και προστατεύει μηχανικά τον κερατοειδή. Το πάχος του κερατοειδούς είναι περίπου  $550\ \mu\text{m}$  στο κέντρο του και  $700\ \mu\text{m}$  στην περιφέρειά του. Ιστολογικά αποτελείται από πέντε στρώματα. Τα στρώματα αυτά, με σειρά από το εξωτερικό προς το εσωτερικό, είναι το επιθήλιο, η μεμβράνη του Bowman, το στρώμα, η Δεσκεμέτιος μεμβράνη και το ενδοθήλιο [εικ. 3.2].

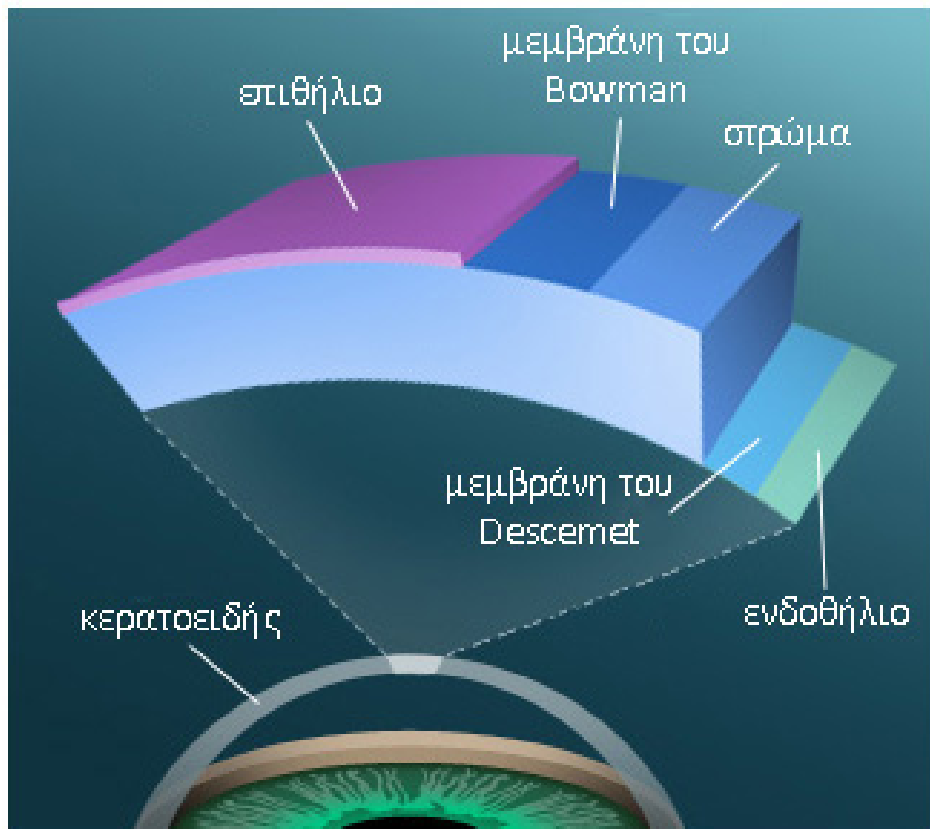
Το επιθήλιο έχει πάχος  $50\text{-}60\ \mu\text{m}$  και αποτελείται από 5 με 7 περίπου στοιβάδες κυττάρων. Εμποδίζει την είσοδο ξένων στοιχείων στο οφθαλμό και η ακεραιότητά του έχει μεγάλη σημασία για την προστασία του κερατοειδούς από λοιμώξεις. Το επιθήλιο αναγεννάται πλήρως μέσα σε διάστημα επτά ημερών.

Η μεμβράνη του Bowman είναι μια ακυτταρική δομή πάχους  $8\text{-}14\ \mu\text{m}$ . Αποτελείται από τυχαίας διάταξης ίνες κολλαγόνου. Προσδίδει στον κερατοειδή μηχανική σταθερότητα και αντοχή, προστατεύοντάς τον παράλληλα από τον τραυματισμό. Εάν καταστραφεί η μεμβράνη του Bowman, δεν αναγεννιέται. Τυχόν τραυματισμοί έχουν ως επακόλουθο τον σχηματισμό αδιαφανούς ουλώδους ιστού και για αυτό το λόγο πρέπει να αποφεύγεται όσο το δυνατόν ο τραυματισμός της κατά τις διαθλαστικές επεμβάσεις.

Το στρώμα συνιστά σχεδόν το 90% του πάχους του κερατοειδούς. Αποτελείται από 200-250 επιστρώσεις ινών κολλαγόνου. Οι ίνες σε κάθε επιστρώση είναι παράλληλες μεταξύ τους και προς την επιφάνεια του κερατοειδούς, ενώ σε διαφορετικές επιστρώσεις έχουν διαφορετικές κατευθύνσεις. Αυτή η αυστηρή διάταξη εκτός από τη μηχανική σταθερότητα στις κάθετες στον οπτικό άξονα κατευθύνσεις, συμβάλλει επίσης και στη διαφάνεια του κερατοειδούς, ελαχιστοποιώντας τη διάχυση του φωτός. Κατά την αφαίρεση ιστού από το στρώμα δεν έχουμε αναγέννησή του.

Η μεμβράνη του Descemet είναι μια λεπτή ελαστική μεμβράνη κολλαγόνου πάχους 10μm περίπου. Αποτελεί την βασική μεμβράνη του ενδοθηλίου, από τα κύτταρα του οποίου παράγεται.

Το ενδοθήλιο αποτελείται από μια μονή στοιβάδα εξαγωνικών κυττάρων, τα οποία δεν έχουν αναγεννητική ικανότητα. Παίζει σημαντικό ρόλο στην φυσιολογική υδάτωση και θρέψη του κερατοειδούς, ρυθμίζοντας παράλληλα την εισροή ύδατος από το υδατοειδές υγρό στον κερατοειδή, ώστε το ποσοστό νερού στο στρώμα να παραμένει στο 78% περίπου, διατηρώντας τη διαφάνειά του.



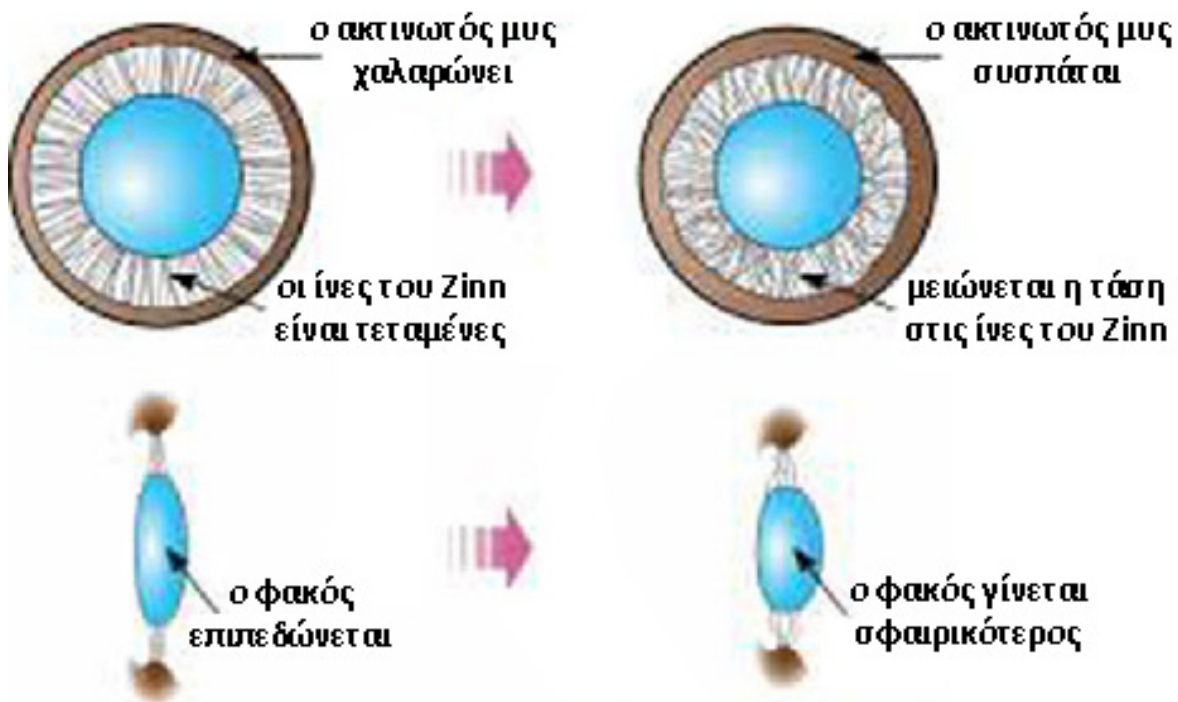
**εικ. 3.2:** Τα στρώματα του κερατοειδούς. [εικόνα τροποποιημένη από <http://www.allaboutvision.com/conditions/fuchs-corneal-dystrophy.htm>]

### 3.1.2 Ο κρυσταλλοειδής φακός

Ο κρυσταλλοειδής φακός αποτελεί, μετά τον κερατοειδή, τη δεύτερη διαθλαστική μονάδα του οφθαλμού, συνεισφέροντας στο 1/3 της συνολικής ισχύος του. Έχει σχήμα αμφίκυρτο, με μεγαλύτερη κυρτότητα στην πίσω πλευρά του (ακτίνα καμπυλότητας πρόσθιας επιφάνειας  $\sim 10,2 \text{ mm}$  και οπίσθιας  $\sim 6 \text{ mm}$ ). Η διάμετρός του είναι της τάξης των  $11 \text{ mm}$ .

Ανατομικά αποτελείται από τρία μέρη, το περιφάκιο, το επιθήλιο, τον φλοιό και τον πυρήνα. Το περιφάκιο είναι μια παχιά ελαστική μεμβράνη που περιβάλλει τον φακό και αποτελείται από γλυκοπρωτεΐνες. Το επιθήλιο βρίσκεται πίσω από την οπίσθια επιφάνεια του πρόσθιου περιφακείου και από αυτό γεννώνται οι ίνες του κρυσταλλοειδούς φακού. Ο φλοιός και ο πυρήνας αποτελούν το σώμα του φακού. Η σύστασή του αποτελείται κατά 65% νερό και 35% στερεά συστατικά, κυρίως πρωτεΐνες. Σε αυτή τη δομή, καθώς και στην απουσία αγγείων και νεύρων οφείλεται η διαφάνειά του. Ο φακός συγκρατείται στη θέση του από τις ίνες του Zinn, ένα σύνολο λεπτών ακτινοειδώς διατεταγμένων ινών κολλαγόνου, οι οποίες ξεκινούν από το ακτινωτό σώμα και καταλήγουν στο περιφάκιο.

Το μάτι έχει την ικανότητα να ρυθμίζει την εστίασή του από μακρινά σε κοντινά αντικείμενα, χάρη στον κρυσταλλοειδή φακό, ο οποίος έχει την δυνατότητα της προσαρμογής αυξάνοντας τη διαθλαστική ισχύ του [εικ. 3.3].



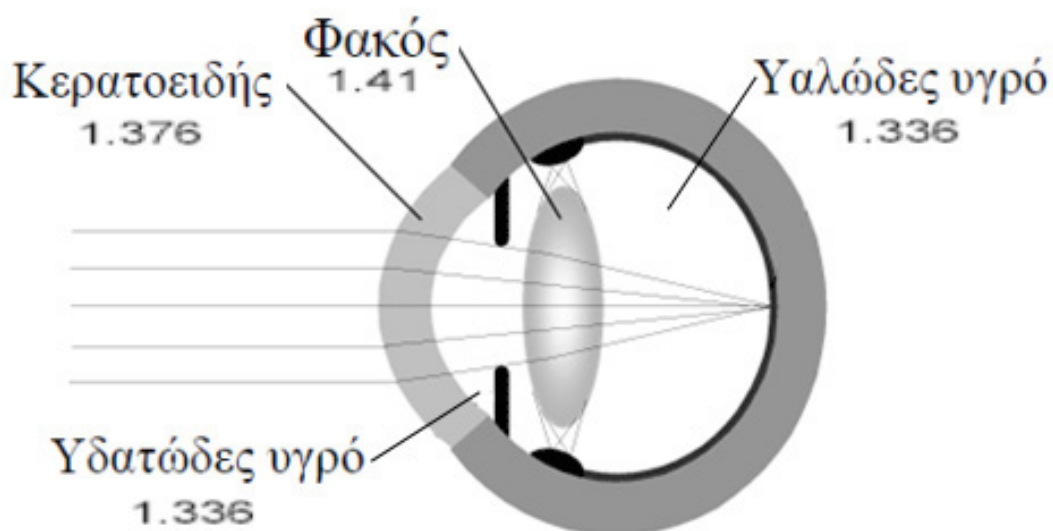
**εικ. 3.3:** Η διαδικασία προσαρμογής του κρυσταλλοειδούς φακού. [εικόνα τροποποιημένη από <http://www.glaucoma-eye-info.com/images/lens-accommodation.jpg>]

Η ενδογενής του ελαστικότητα του επιτρέπει να μεταβάλλει την καμπυλότητα και το πάχος του, ανάλογα με το μέγεθος της τάσης που ασκούν πάνω του οι ίνες του Zinn. Έτσι όταν κοιτάζουμε ένα μακρινό αντικείμενο, σε απόσταση μεγαλύτερη των  $5\text{ m}$ , ο ακτινωτός μυς χαλαρώνει με αποτέλεσμα οι τεταμένες ίνες του Zinn να τεντώνουν το περιφάκιο. Έτσι επιπεδώνεται ο φακός και παίρνει το σχήμα που έχει σε κατάσταση ηρεμίας. Αντίθετα, όταν χρειαστεί να εστιάσουμε σε ένα αντικείμενο που βρίσκεται σε κοντινή απόσταση, ο ακτινωτός μυς συσπάται, μειώνοντας την τάση στις ίνες του Zinn. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα το περιφάκιο να χαλαρώνει και η ακτίνα καμπυλότητας της πρόσθιας επιφάνειας του φακού να γίνεται μικρότερη. Έτσι ο φακός να γίνεται σφαιρικότερος και αυξάνει η διαθλαστική του ισχύς.

Με την ηλικία ο κρυσταλλοειδής φακός χάνει την ικανότητα προσαρμογής του. Αυτό οφείλεται στην σταδιακή απώλεια της ελαστικότητας του φακού, καθώς και της ευλυγισίας του ακτινωτού μυ. Αποτέλεσμα αυτής της βαθμιαίας απώλειας είναι η εμφάνιση της πρεσβυωπίας που εκδηλώνεται ως αδυναμία εστίασης σε κοντινά αντικείμενα. Ένα άλλο πρόβλημα που εμφανίζεται στον κρυσταλλοειδή φακό είναι ο αποκαλούμενος καταρράκτης [κεφ. 3.6] που οφείλεται στη απώλεια της διαφάνειάς του.

### 3.2 Σχηματισμός ειδώλων στον οφθαλμό

Το οπτικό σύστημα μέσα στον ανθρώπινο οφθαλμό μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από τέσσερις διαθλαστικές επιφάνειες [εικ. 3.4].



**εικ. 3.4:** Αναπαράσταση των βασικότερων οπτικών στοιχείων του ανθρώπινου οφθαλμού με τους αντίστοιχους δείκτες διάθλασης.



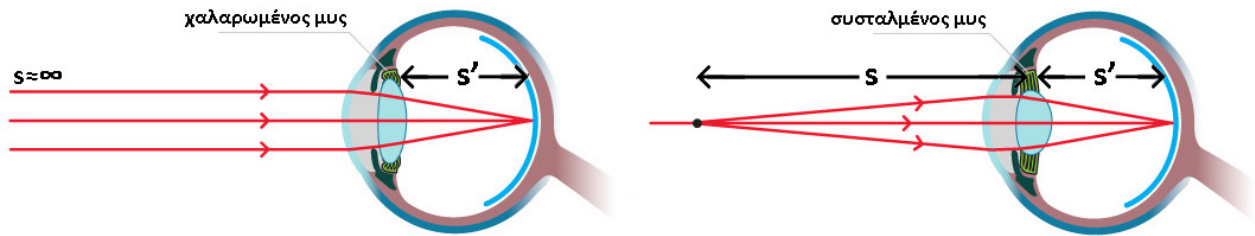
Η πρώτη κατά σειρά διαθλαστική επιφάνεια πάνω στην οποία προσπίπτουν οι εισερχόμενες στον οφθαλμό ακτίνες, είναι η εμπρόσθια επιφάνεια του κερατοειδούς, η οποία έχει σχήμα επιμήκους ελλειψοειδούς<sup>[22]</sup>. Η οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδούς, η οποία μπορεί να προσομοιωθεί με σφαίρα αποτελεί τη δεύτερη διαθλαστική επιφάνεια. Ο δείκτης διάθλασης του κερατοειδούς είναι περίπου 1,367. Ο χώρος ανάμεσα στον κερατοειδή και τον κρυσταλλοειδή φακό είναι γεμάτος με το υδατοειδές υγρό που έχει παρόμοιο δείκτη διάθλασης με τον κερατοειδή (1,336). Την τρίτη και τέταρτη διαθλαστική επιφάνεια αποτελούν οι δύο επιφάνειες του κρυσταλλοειδούς φακού, ο δείκτης διάθλασης του οποίου είναι 1,406 στον πυρήνα του, ενώ μειώνεται καθώς κινούμαστε τον εξωτερικό φλοιό του φτάνοντας το 1,386. Το υαλώδες υγρό, το τελευταίο οπτικό τμήμα πριν οι ακτίνες φωτός προσπέσουν στον αμφιβληστροειδή, έχει δείκτη διάθλασης 1,336.

Η διαθλαστικής ισχύς ενός οπτικού μέσου έχει ως μονάδα μέτρησης τη διοπτρία, η οποία ορίζεται ως το αντίστροφο της εστιακής απόστασης:  $D(D) = \frac{1}{f(m)}$ .

Από το νόμο του Snell γνωρίζουμε ότι όσο μεγαλύτερη είναι διαφορά των δεικτών διάθλασης εκατέρωθεν μιας διαχωριστικής επιφάνειας, τόσο μεγαλύτερη είναι η γωνιακή εκτροπή στην πορεία της δέσμης, γεγονός που καθιστά τον κερατοειδή ως το ισχυρότερο διαθλαστικό μέσο του οφθαλμού. Αυτό οφείλεται στην ισχυρή εστίαση των φωτεινών ακτίνων, που προκαλείται από τη μεγάλη διαφορά του δείκτη διάθλασής του σε σχέση με τον αντίστοιχο του αέρα. Η οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδούς συμβάλλει ελάχιστα στη διαθλαστική ισχύ του, καθώς ο τελευταίος έχει παρόμοιο δείκτη διάθλασης με το υδατοειδές υγρό. Η συνολική οπτική ισχύς του κερατοειδούς είναι περίπου 42 D. Εστίαση του φωτός προκαλεί και ο κρυσταλλοειδής φακός, αλλά σε μικρότερο βαθμό. Αυτό οφείλεται στη μικρή διαφορά μεταξύ του δείκτη διάθλασης του φακού, με τους δείκτες διάθλασης του υδατοειδούς υγρού και υαλώδους σώματος που βρίσκονται εκατέρωθεν του. Σε κατάσταση ηρεμίας ο κρυσταλλοειδής φακός εμφανίζει 22 D περίπου. Σε μια πρώτη προσέγγιση μπορούμε να θεωρήσουμε το οπτικό σύστημα κερατοειδή- κρυσταλλοειδή φακού ως να σύστημα λεπτών φακών που βρίσκονται σε επαφή [εικ. 3.5], οπότε η συνολική ισχύς του οφθαλμού είναι

$$P_{οφθ} = \frac{1}{f_{κερ}} + \frac{1}{f_{φακ}} = P_{κερ} + P_{φακ} \approx 64 D. \quad |3.1|$$

Η ισχύς αυτή επαρκεί για τη δημιουργία ενός ευκρινούς ειδώλου στο αμφιβληστροειδή από ένα μακρινό αντικείμενο.



**εικ. 3.5:** Το οπτικό σύστημα του οφθαλμού ως σύστημα λεπτών φακών. (εικόνα τροποποιημένη από <http://www.sciencelearn.org.nz/Contexts/Light-and-Sight/Sci-Media/Images/Accommodation>)

Όμως, η απόσταση μεταξύ του συστήματος φακών του οφθαλμού και του ειδώλου που σχηματίζεται στον αμφιβληστροειδή είναι σταθερή και κατά μέσο όρο ίση με  $17,2 \text{ mm}$ . Για να μπορεί να εστιάζει στην ίδια απόσταση αντικείμενα που βρίσκονται σε διαφορετικές αποστάσεις είναι απαραίτητο να μπορεί να αλλάζει η οπτική ισχύς του συστήματος. Πράγματι από την εξίσωση λεπτών φακών ισχύει

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{s} + \frac{1}{s'} . \quad |3.2|$$

Αν θεωρήσουμε την απόσταση κρυσταλλοειδή φακού-αμφιβληστροειδή ως  $s' \approx 17,2 \text{ mm}$  για ένα αντικείμενο που βρίσκεται σε μακρινή απόσταση ( $s = \infty$ ) προκύπτει

$$\frac{1}{\infty} + \frac{1}{17,2 \cdot 10^{-3} \text{ m}} \approx 58 \text{ D} . \quad |3.3|$$

Αντίθετα για την εστίαση ενός αντικείμενου που βρίσκεται σε απόσταση  $25 \text{ cm}$  από το μάτι απαιτείται οπτική ισχύς

$$\frac{1}{0,25 \text{ m}} + \frac{1}{17,2 \cdot 10^{-3} \text{ m}} \approx 62 \text{ D} . \quad |3.4|$$

Συνεπώς είναι απαραίτητη μια αύξηση της διοπτρικής ισχύος κατά  $62 \text{ D} - 58 \text{ D} = 4 \text{ D}$ . Αυτό επιτυγχάνεται με την αύξηση της κυρτότητας της μπροστινής επιφάνειας του κρυσταλλοειδούς φακού με τη διαδικασία της προσαρμογής που περιγράφεται στην παράγραφο 3.1.2.

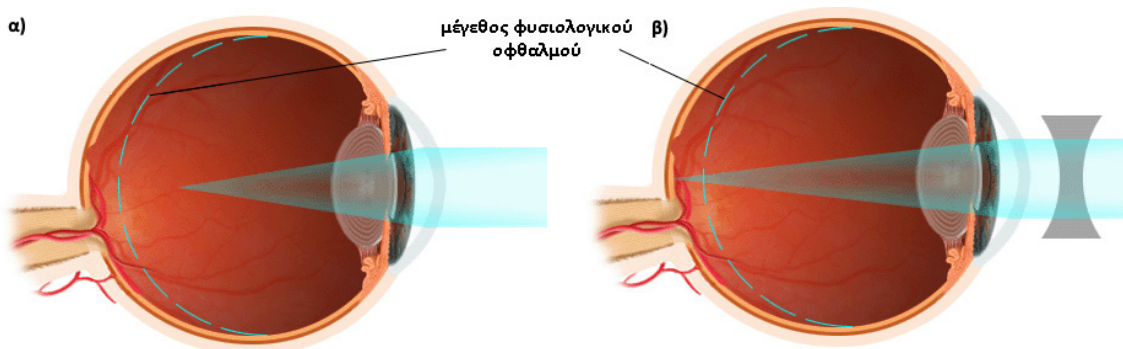
### 3.3 Διαθλαστικές παθήσεις του οφθαλμού

Οι διαθλαστικές παθήσεις προκύπτουν από την αδυναμία των διαθλαστικών μέσων του ματιού, να εστιάσουν το φώς ακριβώς πάνω στην επιφάνεια του κερατοειδούς. Αυτό μπορεί να οφείλεται στη λάθος καμπυλότητα του κερατοειδούς, στο σχήμα του βολβού ή στη λάθος λειτουργία του φακού. Οι κυριότερες παθήσεις που ευθύνονται για την αδυναμία σχηματισμού ευκρινούς ειδώλου είναι η μυωπία, η πρεσβυωπία και ο αστιγματισμός, ενώ ο οφθαλμός που τις παρουσιάζει ονομάζεται αμετρωπικός.

#### 3.3.1 Μυωπία

Η μυωπία εμφανίζεται όταν οι ακτίνες του φωτός συγκεντρώνονται σε κάποιο σημείο πιο μπροστά από το αμφιβληστροειδή [εικ. 3.6 α)], με αποτέλεσμα να εμφανίζονται θολά τα είδωλα των αντικειμένων, που βρίσκονται σε μακρινή απόσταση. Στην κοντινή όραση δεν παρουσιάζεται πρόβλημα, αφού απαιτείται μεγαλύτερη οπτική ισχύς, την οποία έχει έτσι και αλλιώς ο μυωπικός οφθαλμός. Οι κυριότερες αιτίες εμφάνισης μυωπίας είναι μεγάλη διάμετρος του βολβού του ματιού. Πιο σπάνια οφείλεται στην υπερβολική κυρτότητα του κερατοειδούς ή του κρυσταλοειδούς φακού, που τους προσδίδει μεγαλύτερη οπτική ισχύ από όσο απαιτείται. Στις μη παθολογικές περιπτώσεις η μυωπία κάνει αρχικά αισθητή την παρουσία της στα σχολικά χρόνια και συνήθως συνεχίζει να αυξάνεται, μέχρι να σταθεροποιηθεί στην ηλικία των 20-21 χρονών περίπου. Περίπου το 25-35% των ενηλίκων στις ανεπτυγμένες χώρες πάσχει από μυωπία<sup>[27]</sup>. Από την ηλικία των 45 ετών η μυωπία εμφανίζει σημάδια υποχώρησης λόγω της αντιστάθμισής της από την πρεσβυωπία.

Ο συμβατικός τρόπος αντιμετώπισης της μυωπίας είναι τα γυαλιά οράσεως που διαθέτουν αποκλίνοντες φακούς ή οι φακοί επαφής [εικ. 3.6 β)]. Ο βαθμός μυωπίας εκφράζεται σε αρνητικές διοπτρίες, μιας και ο μυωπικός οφθαλμός έχει μεγαλύτερη οπτική ισχύ.



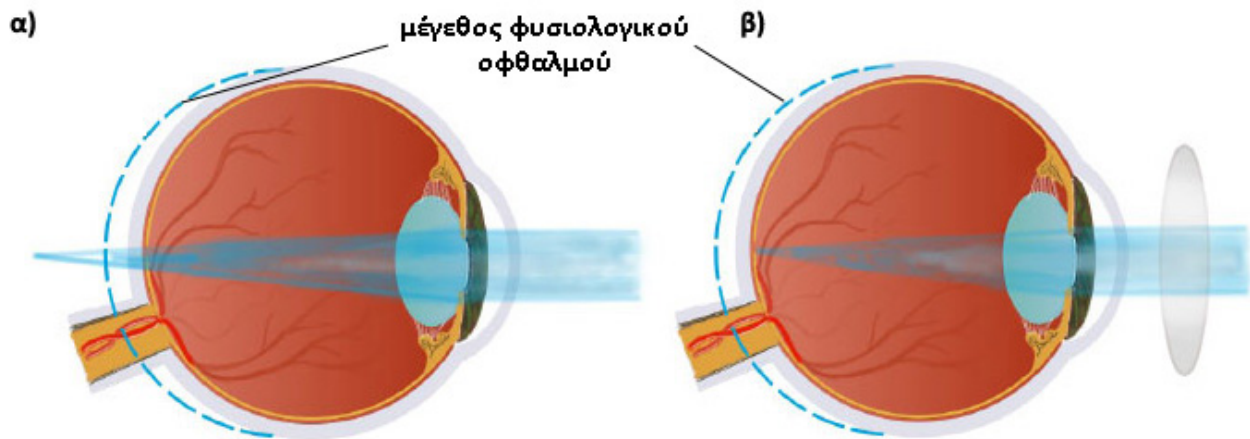
**ΕΙΚ. 3.6:** α) Μυωπικός οφθαλμός. β) Συμβατικός τρόπος αντιμετώπισης της μυωπία με χρήση αποκλίνοντος φακού. [εικόνα τροποποιημένη από <http://childrenshospital.org/az/Site1517/Images/MYOPIA.gif>]

### 3.3.2 Υπερμετρωπία

Στην υπερμετρωπία η ισχύς του οφθαλμού είναι μικρότερη από όσο απαιτείται, με αποτέλεσμα οι φωτεινές ακτίνες να εστιάζονται σε σημείο που βρίσκεται πίσω από την επιφάνεια του αμφιβληστροειδή. Συνήθως οφείλεται στο μικρό μήκος του προσθοπίσθιου άξονα του βολβού. Μπορεί επίσης να είναι αποτέλεσμα της μειωμένης διαθλαστικής ισχύος του διοπτρικού συστήματος του οφθαλμού, είτε αυτή οφείλεται στον κερατοειδή, είτε στον κρυσταλοειδή φακό.

Οι αιτίες εμφάνισής της είναι συνήθως κληρονομικές. Στην υπερμετρωπία δεν βλέπει κανείς σωστά ούτε μακριά, ούτε κοντά. Ένας νεαρός σε ηλικία υπερμέτρωπας χρησιμοποιεί το διαθέσιμο εύρος προσαρμογής του κρυσταλλοειδούς φακού, ώστε να αντισταθμίσει την έλλειψη οπτικής ισχύος του οφθαλμού του, ιδιαίτερα κατά την παρατήρηση μακρινών αντικειμένων. Σε μεγαλύτερες ηλικίες η μείωση του εύρους προσαρμογής του φακού έχει ως αποτέλεσμα να παρουσιάζεται θολή, τόσο η κοντινή, όσο και η μακρινή όραση.

Ο συμβατικός τρόπος αντιμετώπισης της υπερμετρωπίας είναι η χρήση συγκλινόντων φακών σε γυαλιά ή φακούς επαφής. Ο βαθμός υπερμετρωπίας, αντίθετα με την μυωπία, εκφράζεται σε θετικές διοπτρίες.



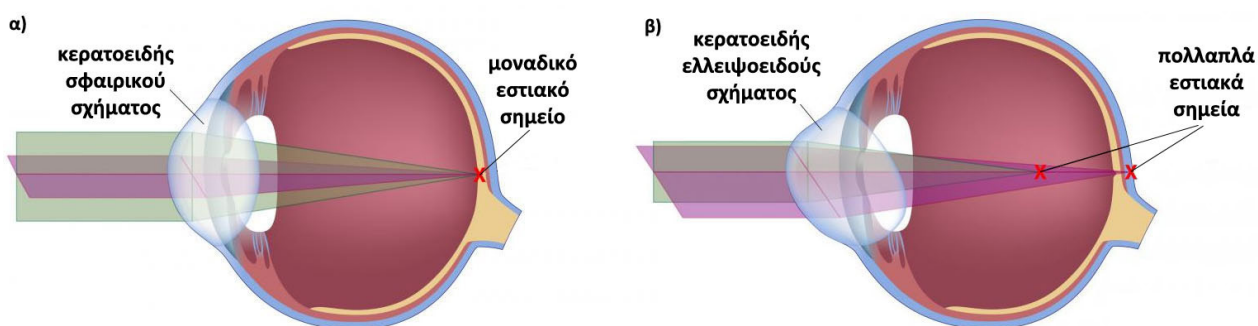
**εικ. 3.7:** α) Υπερμετρωπικός οφθαλμός. β) Συμβατικός τρόπος αντιμετώπισης της υπερμετρωπίας με χρήση συγκλινόντος φακού. |εικόνα τροποποιημένη από <http://www.myoptometrist.com.au/Images/Untitled-13.jpg>|

### 3.3.3 Αστιγματισμός

Ο αστιγματισμός συνήθως οφείλεται σε διαφορές στην κυρτότητα των αξόνων (μεσημβρινών) του κερατοειδούς και σπανιότερα σε διαφορές στην κυρτότητα του κρυσταλλοειδούς φακού (φακικός αστιγματισμός).

Αυτή η ασυμμετρία στην καμπυλότητα, έχει ως αποτέλεσμα οι ακτίνες που πέφτουν στην πιο κυρτή επιφάνεια να εστιάζονται πιο πριν από τις ακτίνες που προσπίπτουν στην λιγότερο κυρτή. Συνεπώς τα είδωλα των αντικειμένων σχηματίζονται θολά και παραμορφωμένα στον αμφιβληστροειδή, ανεξαρτήτως της απόστασης που αυτά βρίσκονται. Όταν οι μεσημβρινοί με τη μεγαλύτερη διαφορά διαθλαστικής ισχύος είναι κάθετοι μεταξύ τους, ο αστιγματισμός καλείται ομαλός, διαφορετικά καλείται ανώμαλος. Ο ομαλός αστιγματισμός είναι μια πολύ κοινή διαθλαστική πάθηση καθώς οι περισσότεροι άνθρωποι παρουσιάζουν κάποιας μορφής αστιγματισμό, ο οποίος αν είναι μικρού βαθμού δεν χρήζει αντιμετώπισης. Ωστόσο, μεγάλος αστιγματισμός μπορεί να προκαλέσει παραμορφωμένη ή θολή όραση, κόπωση των ματιών και πονοκεφάλους.

Οι συμβατικοί τρόποι αντιμετώπισης είναι τα γυαλιά και οι φακοί επαφής. Ο ανώμαλος αστιγματισμός σχεδόν πάντα υποδηλώνει κάποια παθολογική κατάσταση στο πρόσθιο τμήμα του ματιού και μπορεί να αντιμετωπιστεί υπό ορισμένες προϋποθέσεις με σκληρούς φακούς επαφής. Καθώς η παρουσία αστιγματισμού είναι ανεξάρτητη της συνολικής διαθλαστικής ισχύος ή του αξονικού μήκους του ματιού, μπορεί να συνδυάζεται με μυωπία ή υπερμετρωπία.



**εικ. 3.8:** α) Εμμετροπικός οφθαλμός. β) Αστιγματικός οφθαλμός. [εικόνα τροποποιημένη από <http://images.wisegeek.com/astigmatism-versus-normal-vision.jpg>]

### 3.4 Εφαρμογές των laser στην διαθλαστική χειρουργική

Η διαθλαστική χειρουργική είναι μία υποειδικότητα της οφθαλμολογίας με βασικό αντικείμενο τη χειρουργική διόρθωση των αμετρωπιών του οφθαλμού, όπως η μυωπία, η υπερμετρωπία και ο αστιγματισμός. Σε αντίθεση με τις μη επεμβατικές μεθόδους διόρθωσης των διαθλαστικών ανωμαλιών (γυαλιά οράσεως, φακοί επαφής), στη διαθλαστική χειρουργική πραγματοποιείται διαμόρφωση της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς. Ο στόχος είναι η ελεγχόμενη αλλαγή της καμπυλότητας του και κατ' επέκταση της διαθλαστικής του δύναμης. Ο πλέον διαδεδομένος τρόπος για την πραγματοποίηση τέτοιου είδους επεμβάσεων, είναι με τη χρήση ακτινοβολίας laser και για αυτό το λόγο έχει καθιερωθεί πλέον ο όρος φωτοδιαθλαστική χειρουργική.

Η διαδικασία που ακολουθείται αρχίζει με την εισαγωγή σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή, των διαθλαστικών στοιχείων του υπό διόρθωση οφθαλμού. Ειδικοί αλγόριθμοι που εκτελούνται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή προσδιορίζουν το στρώμα του ιστού που πρέπει να αφαιρεθεί και στη συνέχεια δίνονται οι κατάλληλες εντολές στο σύστημα laser. Κατά την διόρθωση της μυωπίας πραγματοποιείται ομοιόμορφη επιπέδωση του κερατοειδούς με το μέγιστο βάθος εκτομής να βρίσκεται στο κέντρο της ζώνης φωτοαποδόμησης. Κατά τη διόρθωση της υπερμετρωπίας το μέγιστο βάθος εκτομής βρίσκεται στην μέση περιφέρεια, ενώ το κέντρο παραμένει ανέπαφο. Στη διόρθωση του αστιγματισμού πραγματοποιείται επιλεκτική φωτοεκτομή στον πιο επίπεδο μεσημβρινό, με σκοπό την αύξηση της καμπυλότητας του.

Όσο μεγαλύτερη είναι η επιχειρούμενη διόρθωση σε διοπτρίες, τόσο μεγαλύτερο μέρος του κερατοειδικού ιστού πρέπει να αποδομηθεί. Συνήθως έχουμε αφαίρεση μόνο του 10-15% του πάχους του κερατοειδή, που αντιστοιχεί σε  $30-80\mu\text{m}^{[14]}$ . Με την φωτοδιαθλαστική χειρουργική πετυχαίνουμε διόρθωση των διαθλαστικών σφαλμάτων με πολύ καλά αποτελέσματα σε περιπτώσεις μυωπίας  $<10D$ , υπερμετρωπίας  $<4D$  και αστιγματισμού  $<6D$ . Η διόρθωση μεγαλύτερου βαθμού διοπτριών περιορίζεται από τον κίνδυνο να διαταραχθεί η εμβιομηχανική σταθερότητα του ιστού από τις μεγάλες βάθους κερατεκτομές που θα απαιτούνταν.

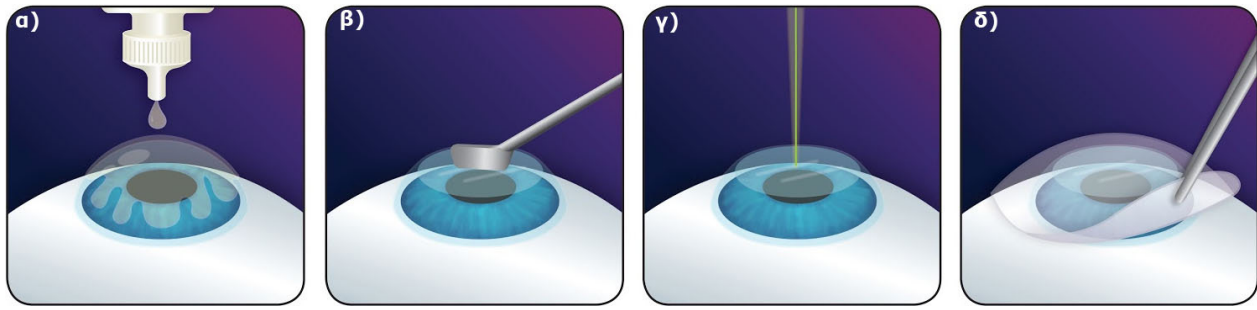
Τα laser που χρησιμοποιούνται για αυτές τις επεμβάσεις είναι επί το πλείστον διεγερμένων διμερών και συγκριμένα laser ArF στα 193nm. Εκτεταμένες έρευνες στη δεκαετία του '80 το ανέδειξαν ως το καταλληλότερο laser για φωτοεκτομή, καθώς παράγει τις καλύτερες ποιοτικά τομές, σπάζοντας τους μοριακούς δεσμούς των κυττάρων με μια τελείως ψυχρή διαδικασία, ελαχιστοποιώντας έτσι τη θερμική βλάβη

στον υποκείμενο ιστό. Τα πρώτα πειράματα χειρουργικής του κερατοειδούς με laser ArF πραγματοποιήθηκαν το 1983 από τον Steven Trokel. Η πρώτη επέμβαση σε άνθρωπο πραγματοποιήθηκε το 1987 από τον Theo Seiler σε πανεπιστημιακό νοσοκομείο του Βερολίνου, ενώ το 1995 εγκρίθηκε το πρώτο excimer laser από τον αμερικάνικο οργανισμό FDA για τη διόρθωση διαθλαστικών σφαλμάτων στις ΗΠΑ.

Σήμερα οι δύο περισσότερο καθιερωμένες μέθοδοι για φωτοδιαθλαστικές επεμβάσεις είναι η Φωτοδιαθλαστική Κερατεκτομή (PhotoRefractive Keratectomy, PRK) και η Φωτοδιαθλαστική in situ Κερατοσμίλευση (Laser Assisted In Situ Keratosmileusis, LASIK).

### **3.4.1 Φωτοδιαθλαστική Κερατεκτομή (PhotoRefractive Keratectomy, PRK)**

Η μέθοδος PRK χρησιμοποιείται για τη διόρθωση της μυωπίας, της υπερμετρωπίας και του αστιγματισμού. Αρχικά χορηγούνται σταγόνες αναισθησίας στον κερατοειδή, ενώ τα βλέφαρά των ματιών κρατούνται ανοιχτά από ένας βλεφαρο-διαστολέα. Ύστερα αφαιρείται μηχανικά με απόξεση ή με τη χρήση διαλύματος αλκοόλης το επιθήλιο του κερατοειδούς. Ακολούθως, πραγματοποιείται αποδόμηση από τη δέσμη laser της στοιβάδας του Bowman και του ανώτερου τμήματος του στρώματος, με σκοπό τη μεταβολή της καμπυλότητας του. Ο έλεγχος των παλμών του laser πραγματοποιείται από έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή, στον οποίο έχουν εισαχθεί όλα τα δεδομένα του προς διόρθωση οφθαλμού. Από τις διάφορες μεθόδους που έχουν αναπτυχθεί για τον έλεγχο της δέσμης του laser, η πλέον διαδεδομένη σήμερα είναι η μέθοδος της ταχέως κινούμενης σημειακής δέσμης (flying spot). Στη μέθοδο αυτή, μια στενή δέσμη (διαμέτρου  $\approx 1-2\text{mm}$ ) ακτινοβολεί την επιφάνεια του κερατοειδούς με υψηλή επαναληπτικότητα (50-200 Hz), αλλάζοντας συνέχεια το σημείο ακτινοβολήσης. Ο τρόπος αυτός επιτρέπει στα προϊόντα της αποδόμησης να διαφύγουν, προτού ακτινοβοληθεί ξανά το ίδιο σημείο. Η διάρκεια ακτινοβολήσης του κάθε ματιού είναι μικρότερη του ενός λεπτού. Αμέσως μετά την επέμβαση τοποθετείται μαλακός φακός επαφής, ώστε να προστατεύεται το μάτι μέχρι να ξαναδημιουργηθεί το επιθήλιο μέσα στις επόμενες 3-5 μέρες. Η όραση είναι θολή τις πρώτες μέρες μετά την επέμβαση, αλλά διορθώνεται μόλις επουλωθεί το επιθήλιο και αφαιρεθεί ο προστατευτικός φακός. Σε διάστημα μιας εβδομάδος η όραση είναι αρκούντως καλή και συνήθως σταθεροποιείται μέσα σε έξι μήνες.



**εικ. 3.9:** Σχηματική αναπαράσταση της τεχνικής PRK. α) Χορήγηση σταγόνων αναισθησίας στον κερατοειδή. β) Μηχανική απομάκρυνση του επιθηλίου. γ) Διαμόρφωση της επιφάνειας του κερατοειδή από τη δέσμη excimer laser. δ) Εφαρμογή μαλακού φακού επαφής για την προστασία του ματιού. [εικόνα τροποποιημένη από <http://2.bp.blogspot.com/-B-vYMW4iHWY/UWRoRLIU0WI/AAAAAAAAAMI/44bw6Y5HHVU/s1600/PRK+Procedure.jpg>]

Η μέθοδος PRK θεωρείται ασφαλής και αποτελεσματική μέθοδος. Το κύριο μειονέκτημα τις είναι ο μετεγχειρητικός πόνος και ο σχετικά μεγάλος χρόνος αποκατάστασης.

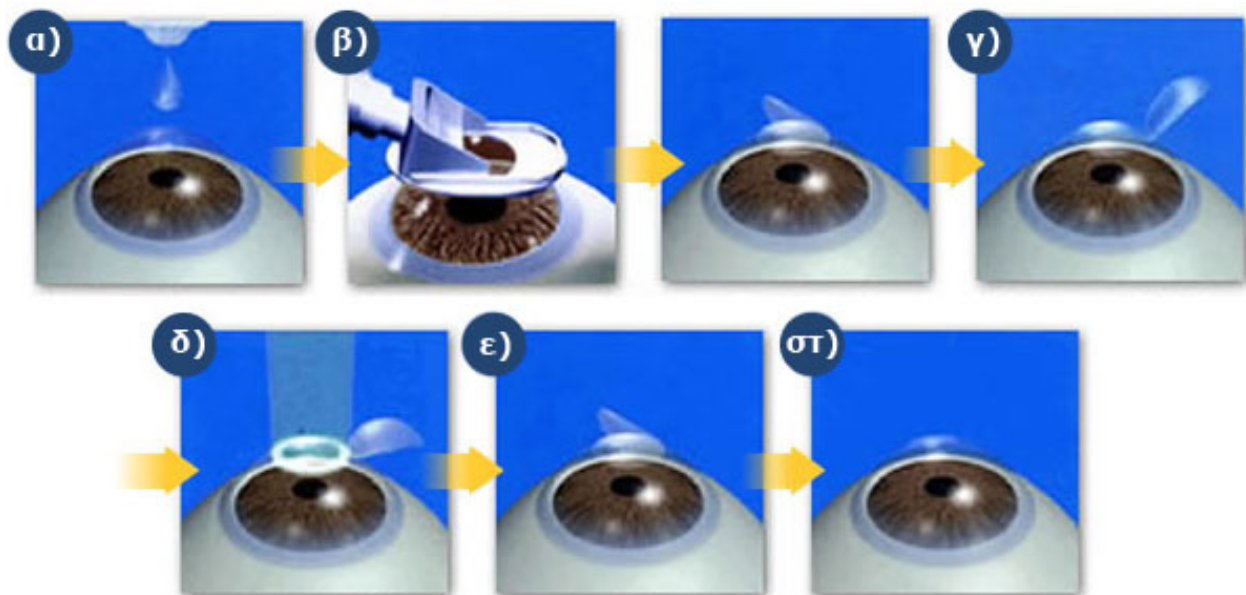
### 3.4.2 Φωτοδιαθλαστική in situ Κερατοσμίλευση (Laser Assisted In Situ Keratomileusis, LASIK)

Η μέθοδος Lasik περιγράφηκε από τον Ι. Παλλήκαρη και εφαρμόστηκε για πρώτη φορά το 1991. Σήμερα η συντριπτική πλειοψηφία των φωτοδιαθλαστικών επεμβάσεων γίνονται με τη μέθοδο αυτή.

Στην τεχνική αυτή έχουμε πρώτα τη δημιουργία ενός πολύ λεπτού κερατοειδικού κρημνού (flap), πάχους  $100 \mu\text{m}$  περίπου, με τη χρήση ενός ειδικού οργάνου που ονομάζεται μικροκερατόμος. Ο κρημνός αυτός ανασηκώνεται και πραγματοποιείται αναδιαμόρφωση της επιφάνειας ενός βαθύτερου στρώματος του κερατοειδούς σε σχέση με την PRK. Η μέθοδος ακτινοβολήσης και τα χαρακτηριστικά της δέσμης είναι παρόμοια με αυτά της περίπτωσης PRK. Στο τέλος της διαδικασίας ο κρημνός επανατοποθετείται στην ανατομική του θέση.

Η τεχνική Lasik πλεονεκτεί έναντι της PRK λόγω του μειωμένου μετεγχειρητικού πόνου των ασθενών και του μικρότερου χρόνου αποκατάστασης της οπτικής τους οξύτητας. Αυτό τους επιτρέπει να επανέλθουν πλήρως στις καθημερινές τους δραστηριότητες σε διάστημα ενός με δύο ημερών.

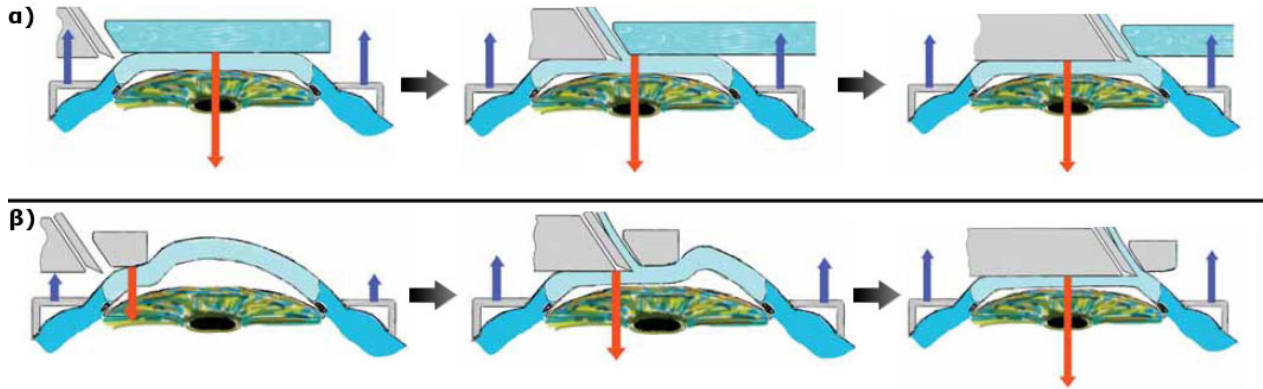




**εικ. 3.10:** Σχηματική αναπαράσταση των βημάτων της τεχνικής LASIK α) Χορήγηση σταγόνων αναισθησίας στον κερατοειδή β) Δημιουργία κερατοειδικού κρημνού με τη βοήθεια μικροκερατόμου γ) Ανασήκωση του κρημνού δ) Σμίλευση του κερατοειδούς από η δέση του excimer laser ε) Επαναφορά του κρημνού στην αρχική του θέση στ) Επούλωση του οφθαλμού χωρίς την ανάγκη ραμμάτων.  
|εικόνα τροποποιημένη από [http://www.minamiaoyama.or.jp/en/lasik/images/img\\_01\\_lasik.jpg](http://www.minamiaoyama.or.jp/en/lasik/images/img_01_lasik.jpg)|

### 3.4.3 Laser μικροκερατόμος

Ο μικροκερατόμος είναι το όργανο χειρός με το οποίο πραγματοποιείται η δημιουργία του κρημνού στον κερατοειδή, πριν την ακτινοβόλησή του με laser, κατά τη μέθοδο Lasik. Αρχικά αφού προηγηθεί η χορήγηση αναισθητικών σταγόνων, εφαρμόζεται στο μάτι ένας δακτύλιος αναρρόφησης. Αυτός ο δακτύλιος αποτρέπει την κίνηση του ματιού και αυξάνει την πίεση στο επίπεδο που απαιτείται για να δουλέψει σωστά ο μικροκερατόμος. Οι οδηγοί που βρίσκονται στην πάνω επιφάνεια του δακτυλίου χρησιμοποιούνται για να εξασφαλίσουν την κίνηση του μικροκερατόμου με μεγάλη ακρίβεια. Ο μικροκερατόμος εφαρμόζει στους οδηγούς του δακτυλίου και κινείται με σταθερή ταχύτητα κατά μήκος του κερατοειδή. Ανάλογα με τι είδος της κίνησης που κάνουν οι μικροκερατόμοι χωρίζονται σε γραμμικούς και περιστροφικούς. Οι γραμμικοί επιπεδώνουν τον κερατοειδή προτού ξεκινήσουν την τομή και του ασκούν σταθερή δύναμη μέχρι την ολοκλήρωσή της [εικ. 3.11α)]. Οι περιστροφικοί μικροκερατόμοι, δεν επιπεδώνουν όλο τον κερατοειδή από την αρχή, αλλά σταδιακά επιπεδώνεται όλο και μεγαλύτερο κομμάτι του καθώς ανοίγεται η τομή [εικ.3.11β)].



**εικ. 3.11:** Σχηματική αναπαράσταση των δυνάμεων που ασκούνται στο μάτι κατά την δημιουργία κερατοειδικού κρημνού με μηχανικό μικροκερατόμο. α) Στην περίπτωση του γραμμικού μικροκερατόμου οι δυνάμεις που ασκούνται στον κερατοειδή παραμένουν σταθερές καθ' όλη τη διάρκεια της διαδικασίας. β) Στην περίπτωση του περιστροφικού μικροκερατόμου έχουμε σταδιακή αύξηση των δυνάμεων μέχρι να ολοκληρωθεί η διαδικασία. [εικόνα τροποποιημένη από [46]]

Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα οι δυνάμεις που ασκούνται στον κερατοειδή από την επιφάνεια του μικροκερατόμου, αλλά και από το δακτύλιο να αυξάνονται σταδιακά. Οι περιστροφικοί μικροκερατόμοι είναι πιο πρακτικοί στη χρήση καθώς καταλαμβάνουν λιγότερο χώρο. Και οι δύο τύποι μικροκερατόμων χρησιμοποιούν λεπίδες που ταλαντώνονται μπρός-πίσω σε συχνότητες της τάξης των 6-9 kHz. Η γωνία εισόδου των λεπίδων στον κερατοειδή είναι περίπου  $20^\circ$  με  $30^\circ$ [46].

Το βασικό μειονέκτημα των μηχανικών μικροκερατόμων, ιδιαίτερα των περιστροφικών, είναι ότι τομές που παράγουν δεν είναι πάντα ομοιόμορφες σε πάχος. Ολική ή μερική απώλεια της αναρρόφησης από τον δακτύλιο κατά την διάρκεια της εκτομής μπορεί να δημιουργήσει κρημνό με μεταβλητό πάχος. Επιπλέον οι κρημοί που έχουν δημιουργηθεί με περιστροφικό μικροκερατόμο, είναι συνήθως πιο λεπτοί στο κέντρο από ότι στα άκρα, οπότε ο κίνδυνος να υπάρξει διάτρησή τους εκεί είναι αυξημένος.

Με σκοπό να υπάρχει πιο ακριβείς έλεγχος στο πάχος του κρημνού, αλλά και να αποφεύγονται τα διαθλαστικά σφάλματα που έχουν συνδεθεί με τον μηχανικό τρόπο δημιουργίας του, έχουν αναπτυχθεί την τελευταία δεκαετία femtosecond laser μικροκερατόμοι.

Τα συγκεκριμένα laser είναι συνήθως Nd:glass που με την τεχνική της εγκλείδωσης ρυθμών, εκπέμπουν παλμούς διάρκειας μικρότερης του 1ps. Τα χαρακτηριστικά των παλμών διαφέρουν ανάμεσα στις διάφορες συσκευές, αλλά συνήθως η διάρκεια τους κυμαίνεται από 200 έως 800 fs, η ενέργειά τους από 50 έως τα 4000 nJ και η επαναληπτικότητά τους από 40 έως τα 500 kHz[46],[40].

Το μήκος κύματος των  $1053\text{ nm}$ , στο οποίο εκπέμπουν τα συγκεκριμένα laser δεν απορροφάτε από το διαφανή ιστό του κερατοειδούς, επιτρέποντας την εστίαση της δέσμης σε οποιοδήποτε βάθος. Επιπλέον, με τη χρήση τόσο βραχέων παλμών, δεν προκαλείτε θερμική αλλοίωση στον ιστό.

Όπως και στην περίπτωση του μηχανικού μικροκερατόμου, στο κέντρο του ματιού εφάπτεται ένας δακτύλιος αναρρόφησης. Ύστερα μια κωνικού σχήματος συσκευή εφαρμόζει στο άνοιγμα του δακτυλίου. Στο κάτω μέρος της υπάρχει ένα γυάλινο πλακίδιο το οποίο επιπεδώνει το κερατοειδή [εικ. 3.12α)]. Οι υπερβαχείς παλμοί του laser εστιάζονται στο επιθυμητό βάθος και σαρώνοντας την επιφάνεια του κερατοειδούς, δημιουργούν μικροσκοπικές αλληλεπικαλυπτόμενες φυσαλίδες υδρατμών και διοξειδίου του άνθρακα [εικ. 3.12β), γ)]. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα τη διάσπαση των δυνάμεων συνοχής και τον εύκολο διαχωρισμό του στρώματος που αποτελεί τον κρημνό (flap) από τον υπόλοιπο κερατοειδή.



**εικ. 3.12:** α) Εφαρμογή μικροκερατόμου laser για την εφαρμογή κερατοειδικού κρημνού . β) Σάρωση της επιφάνειας του κερατοειδούς και γ) δημιουργία μικροσκοπικών φυσαλίδων στο επιθυμητό βάθος κάτω από την επιφάνειά του. |εικόνες από <http://www.lasik.md/learnaboutlasik/intralasek.php> και <http://www.lasikguider.com/2010/01/how-all-laser-bladeless-lasik-is.html>]

Λόγω της απουσίας κινούμενων μηχανικών μερών, επιτυγχάνεται με τα femtosecond Laser η δημιουργία λεπτών κρημνών με περισσότερο ομοιόμορφο πάχος, ανεξαρτήτως της καμπυλότητας, του συνολικού πάχους και της ελαστικότητας του κερατοειδούς. Επιπλέον η όλη διαδικασία ελέγχεται από ηλεκτρονικό υπολογιστή προσφέροντας ακριβέστερο έλεγχο κατά τη δημιουργία του κρημνού. Παρ' όλα αυτά σε πολλές μελέτες δεν εμφανίζονται επαρκή στοιχεία που να συνηγορούν στην ξεκάθαρη υπεροχή των femtosecond Laser, εκτός από το γεγονός ότι οι επιπλοκές κατά τη δημιουργία του κρημνού είναι πιο σπάνιες. Οι σύγχρονοι μηχανικοί μικροκερατόμοι έχουν βελτιωμένη αξιοπιστία σε σχέση με το παρελθόν και παρουσιάζουν συγκρίσιμα αποτελέσματα με τα femtosecond Laser.

Επιπλέον η διαδικασία με τους μηχανικούς μικροκερατόμους είναι συντομότερη και η πίεση που ασκείται στο μάτι μικρότερη, μειώνοντας τη δυσφορία των ασθενών . Το πια από τις δύο μεθόδους είναι συνολικά η καλύτερη αποτελεί ακόμα ανοιχτό πεδίο έρευνας.

### 3.5 Πρεσβυωπία

Η πρεσβυωπία σε αντίθεση με τις διαθλαστικές παθήσεις του οφθαλμού, δεν οφείλεται στη μη φυσιολογική καμπυλότητα του κερατοειδούς ή στο αξονικό μήκος του βολβού. Είναι αποτέλεσμα της σταδιακής, κατά την πάροδο των ετών μείωσης της ικανότητας προσαρμογής του κρυσταλλοειδούς φακού. Αυτή οφείλεται στην απώλεια της ελαστικότητας του κρυσταλλοειδούς φακού και του περιφάκιου, καθώς και της ευλυγισίας του ακτινωτού μυ. Το αποτέλεσμα είναι η τάση που ασκείται στο φακό να μην προκαλεί επαρκή μεταβολή της καμπυλότητας του και κατ' επέκταση αύξηση της διοπτρικής του ισχύος. Είναι μια φυσιολογική, σχετιζόμενη με την ηλικία πάθηση. Το πλάτος προσαρμογής μειώνεται από τις 15 D στην παιδική ηλικία, σε περίπου 1 D πριν την ηλικία των 60<sup>[58]</sup>, οπότε και υπάρχει μεγάλη δυσκολία εστίασης σε αντικείμενα που βρίσκονται σε αποστάσεις μικρότερες των 1-2m. Τα συμπτώματα πρεσβυωπίας γίνονται αντιληπτά μετά την ηλικία των 40, οπότε αρχίζουν να δημιουργούνται τα πρώτα προβλήματα κατά την κοντινή όραση.

Η συμβατική αντιμετώπιση της πρεσβυωπίας γίνεται με γυαλιά στα οποία χρησιμοποιούνται συγκλίνοντες φακοί, ώστε να συνεισφέρουν στην αύξηση της διοπτρικής ισχύος, που απαιτείται κατά την κοντινή όραση. Αυτή η αύξηση της διοπτρικής ισχύος μπορεί να επιτευχθεί στους μύωπες και με την αφαίρεση των μυωπικών γυαλιών τους.

### 3.6 Καταρράκτης

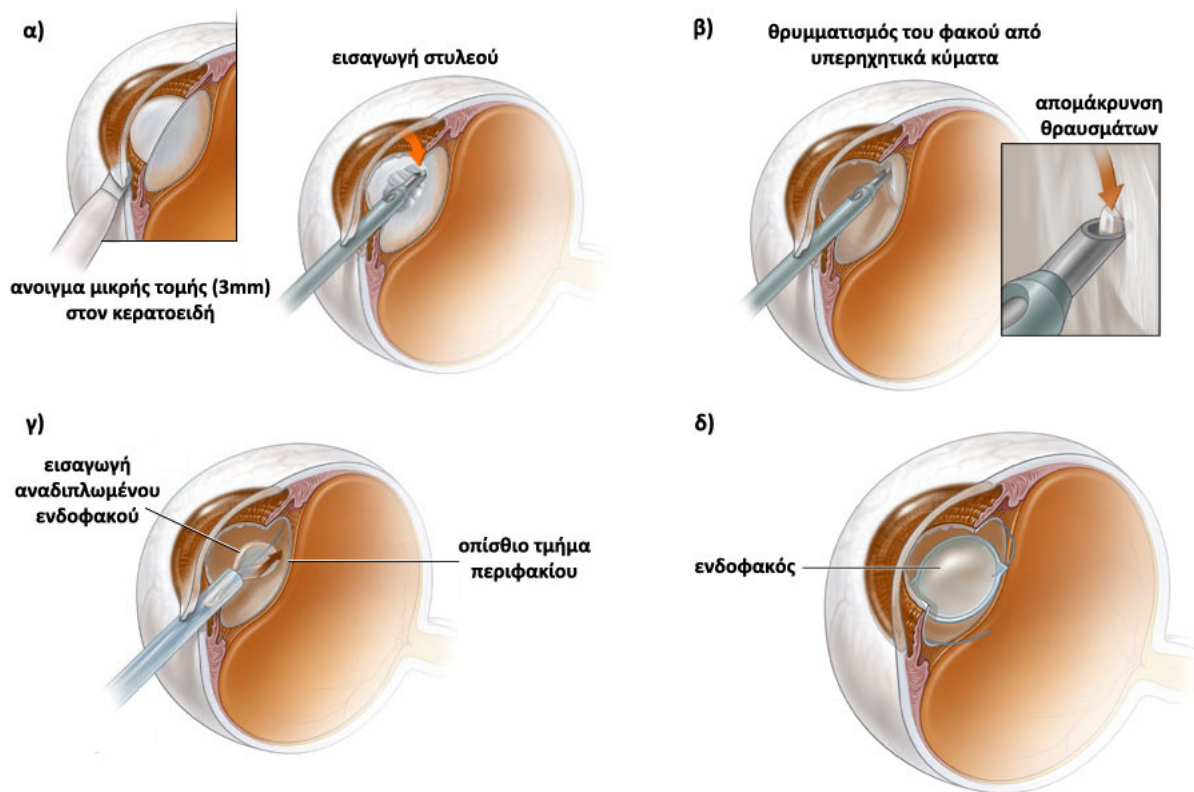
Καταρράκτης είναι η θόλωση του κρυσταλλοειδούς φακού. Η γήρανση είναι η πιο κοινή αιτία εμφάνισης καταρράκτη. Είναι δυνατό να προκληθεί και σε νεαρά άτομα από άλλες αιτίες, όπως τραυματισμοί, ασθένειες (όπως ο διαβήτης), παρατεταμένη χρήση φαρμάκων (κορτικοστεροειδή), κάπνισμα καθώς και κληρονομικοί λόγοι (συγγενείς καταρράκτες). Ο καταρράκτης που σχετίζεται με την ηλικία είναι μια συνηθισμένη αιτία μείωσης της όρασης. Η πιθανότητα εμφάνισής του είναι 50% σε άτομα ηλικίας άνω των 65 ετών και αυξάνει στο 70% περίπου για όσους είναι πάνω από 75<sup>[73]</sup>.

Η πρωτεϊνική φύση του κρυσταλλοειδούς φακού επιτρέπει τη διαφάνειά του. Με τη χρόνια έκθεση στις υπεριώδεις ακτινοβολίες οι πρωτεΐνες του φακού στερεοποιούνται, δημιουργώντας τοπικές συμπυκνώσεις και αδιαφάνεια, προκαλώντας έτσι την έντονη σκέδαση του φωτός. Άλλες αιτίες που συμβάλλουν στην αδιαφάνεια του φακού, είναι ο κίτρινος ή καφέ αποχρωματισμός λόγω πρωτεϊνικών μεταβολών, η δημιουργία κυστιδίων ανάμεσα στις ίνες του και η ανεπιθύμητη διόγκωση και μετανάστευση των επιθηλιακών κύτταρων<sup>[73]</sup>.

Για την αντιμετώπιση του καταρράκτη είναι απαραίτητη η αφαίρεση του κρυσταλλοειδούς φακού. Η μέθοδος που εφαρμοζόταν στο παρελθόν, ήταν η ενδοπεριφακική αφαίρεση, δηλαδή η ολική αφαίρεση του φακού και του περιφακείου. Μετά την αφαίρεση του φακού, που όπως αναφέρεται στο κεφάλαιο 3.1.2 συμβάλλει στο 1/3 της διαθλαστικής ισχύος του οφθαλμού, είναι απαραίτητη η χρήση γυαλιών με χοντρούς φακούς. Οι φακοί αυτοί προκαλούν μεγέθυνση των αντικειμένων κατά 25% και προσφέρουν υποβαθμισμένη περιφερειακή όραση λόγω τους σχήματός τους<sup>[33]</sup>.

Σήμερα χρησιμοποιείται, σχεδόν κατά αποκλειστικότητα, η τεχνική της φακοθρυψίας. Σύμφωνα με αυτή την τεχνική ανοίγεται μια μικρή τομή της τάξης των 3mm στην περιοχή που ο κερατοειδής συναντάει τον σκληροειδή χιτώνα. Λόγω του μικρού της μεγέθους η τομή αυτή συνήθως δεν χρειάζεται ράμματα. Ύστερα δημιουργείται ένα άνοιγμα στο περιφάκιο και ακολούθως εισάγεται στο μάτι ένας ειδικός στυλεός (εικ. 3.13α)]. Στην άκρη του είναι προσαρμοσμένη μια ακίδα από τιτάνιο η οποία ταλαντώνεται σε υπερηχητικές συχνότητες (συνήθως 40 kHz<sup>[12]</sup>) με τη βοήθεια ενός πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου. Τα παραγόμενα υπερηχητικά κύματα θρυμματίζουν το φακό, ενώ ταυτόχρονα τα θραύσματα απομακρύνονται μέσω ενός συστήματος αναρρόφησης που είναι ενσωματωμένο στο στυλεό (εικ. 3.13β)].

Οι συγκεκριμένης τεχνολογίας στυλεοί παράγουν σχετικά υψηλά ποσά θερμότητας μέσα το μάτι και υπάρχει κίνδυνος ανεπιθύμητου τραυματισμού. Για αυτό το λόγο έχουν αναπτυχτεί συσκευές που παράγουν ωστικά κύματα με τη βοήθεια μιας παλμικής δέσμης ενός Laser Nd:YAG. Η δέσμη οδηγείται στο άκρο του στυλεού και προσπίπτει σε μια επιφάνεια τιτανίου. Με αυτό τον τρόπο παράγονται ωστικά κύματα, χωρίς να προκαλείται σημαντική θέρμανση της ακίδας<sup>[37]</sup>. Κατά την τεχνική της φακοθρυψίας το οπίσθιο τμήμα του περιφακίου παραμένει ανέπαφο, ώστε να συγκρατεί το υαλώδες υγρό, αλλά και να βοηθάει στη στήριξη του ενδοφακού. Ο ενδοφακός είναι ένας τεχνητός φακός που κατασκευάζεται από βιοσυμβατά υλικά. Παίρνει τη θέση του κρυσταλλοειδούς, ώστε να μην υπάρχει απώλεια της οπτικής ισχύος του ματιού, λόγω αφαίρεσης του τελευταίου. Οι περισσότεροι ενδοφακοί εισέρχονται στο μάτι αναδιπλωμένοι μέσω μιας ειδικά διαμορφωμένης σύριγγας [εικ. 3.13γ)]. Με τη μέθοδο αυτή επιτυγχάνεται η εμφύτευση φακού διαμέτρου 6mm μέσω τομής μικρότερης των 3mm, προκαλώντας έτσι μικρότερο τραυματισμό του ματιού. Κατά την τοποθέτησή του ο ενδοφακός ξεδιπλώνεται και συγκρατείται στη θέση του, εντός της κάψουλας που σχηματίζει το εναπομείναν περιφάκιο, με τη βοήθεια των εύκαμπτων αγκύλων στήριξης που διαθέτει [εικ. 3.13δ)].



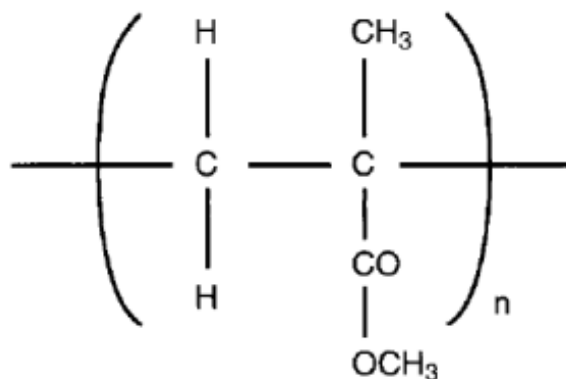
**εικ. 3.13:** Σχηματική αναπαράσταση της διαδικασίας αφαίρεσης του καταρρακτικού φακού με τη μέθοδο της φακοθρυψίας και της εμφύτευσης ενδοφακού. [εικόνα τροποποιημένη από <http://www.webmd.com/hw-ropup/extracapsular-surgery-for-cataracts>]

## | Ενδοφακοί |

## 4.1 Υλικά ενδοφακών

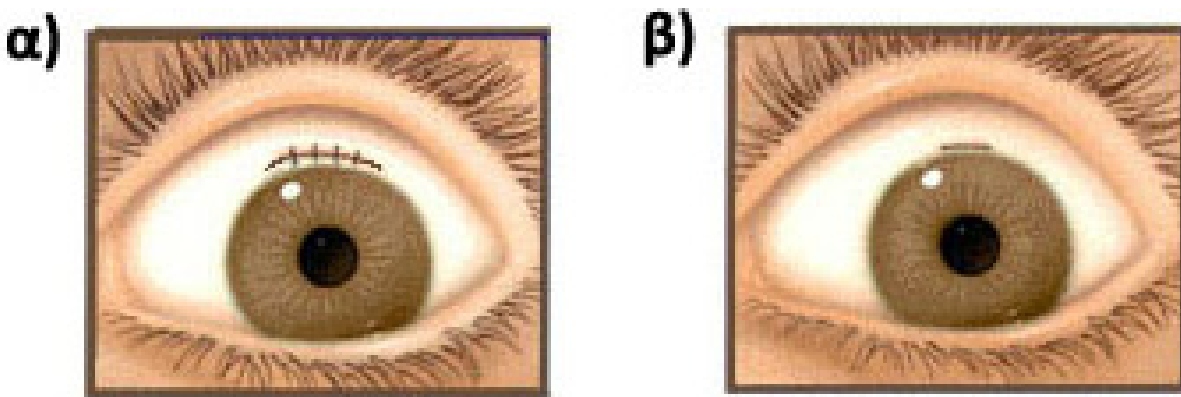
Οι ενδοφακοί που αντικαθιστούν τον κρυσταλλοειδή φακό μετά από μια επέμβαση καταρράκτη είναι κατασκευασμένοι από βιοσυμβατά πολυμερικά υλικά. Τα υλικά αυτά είναι ο πολύ(μεθακρυλικός μεθυλεστέρας) (PMMA), η σιλικόνη καθώς και υδρόφιλα και υδρόφοβα ακρυλικά πολυμερή.

Το PMMA αποτελεί το υλικό από το οποίο κατασκευάστηκαν οι πρώτοι ενδοφακοί. Είναι ένα σκληρό, άκαμπτο και ανθεκτικό θερμοπλαστικό υλικό με δείκτη διάθλασης 1,49 περίπου<sup>[32]</sup>. Η εξαιρετική του οπτική διαύγεια, η ικανοποιητική του βιοσυμβατότητα, η χημική του αδράνεια, καθώς και η δυνατότητα ενσωμάτωσης απορροφητών υπεριώδους ακτινοβολίας, το καθιστούν ως το ιδανικό υλικό κατασκευής ενδοφακών εδώ και 40 χρόνια<sup>[10]</sup>.



εικ. 4.1: Χημική δομή του PMMA |εικόνα από [10]|

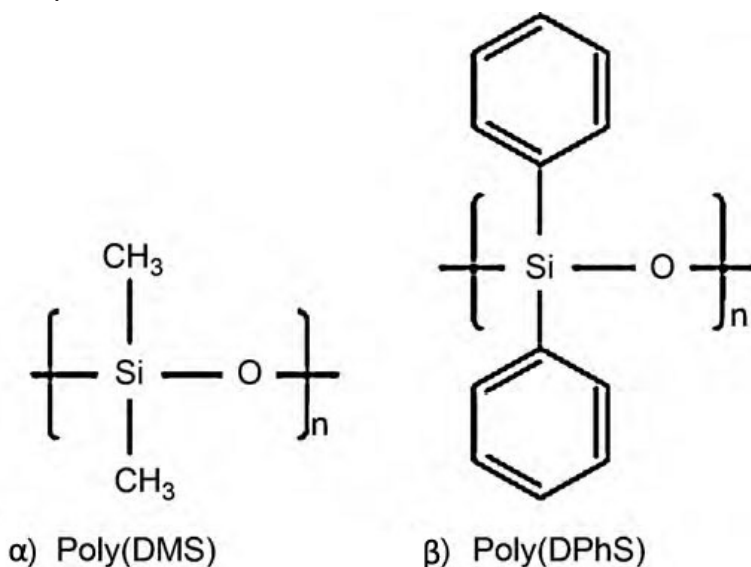
Το κυριότερο μειονέκτημα των PMMA ενδοφακών είναι η αδυναμία αναδίπλωσής τους. Η εισαγωγή ενός τέτοιου φακού στο μάτι απαιτεί τομή της τάξης των 5-7 mm, για την επούλωση της οποίας συνήθως χρειάζονται ράμματα |εικ. 4.3 α)|. Η εξέλιξη αναδιπλούμενων ενδοφακών από νέα υλικά επέτρεψε την εισαγωγή τους μέσω μιας τομής 2,8-3,5 mm, η οποία μπορεί να επουλωθεί χωρίς τη χρήση ραμμάτων. Άλλα πλεονεκτήματα της μικρότερης τομής είναι ο μικρότερος τραυματισμός του ματιού, η μειωμένη δυσφορία του ασθενούς κατά τη διάρκεια της επέμβασης, ο μηδενικός μετεγχειρητικό αστιγματισμός καθώς και η γρηγορότερη αποκατάσταση της όρασης.



**εικ. 4.2:** Σύγκριση μεγέθους τομής για εισαγωγή α) άκαμπτου ενδοφακού και β) αναδιπλούμενου ενδοφακού. [εικόνα τροποποιημένη από <http://www.prk.com/cataracts/Images/Diagrams/SmLgIncision.jpeg>]

Οι πρώτοι αναδιπλούμενοι ενδοφακοί, κατάλληλοι για μαζική παραγωγή, ήταν οι ενδοφακοί σιλικόνης. Εμφυτεύτηκαν για πρώτη φορά το 1989. Η πρώτη γενιά αυτού του τύπου ενδοφακών κατασκευαζόταν από πολυδιμεθυλοσιλοξάνη (polydimethylsiloxane-poly(DMS)) [εικ. 4.3]. Αργότερα, με αντικατάσταση των υποκαταστατών της κεντρικής αλυσίδας επετεύχθητε αύξηση του δείκτη διάθλασης, φτάνοντας το 1,46 στην περίπτωση του poly(DPhS) [εικ. 4.3β)]. Η ευκαμψία τους οφείλεται στην ελεύθερη περιστροφή της βασικής αλυσίδας γύρω από τους Si-O δεσμούς<sup>[19]</sup>.

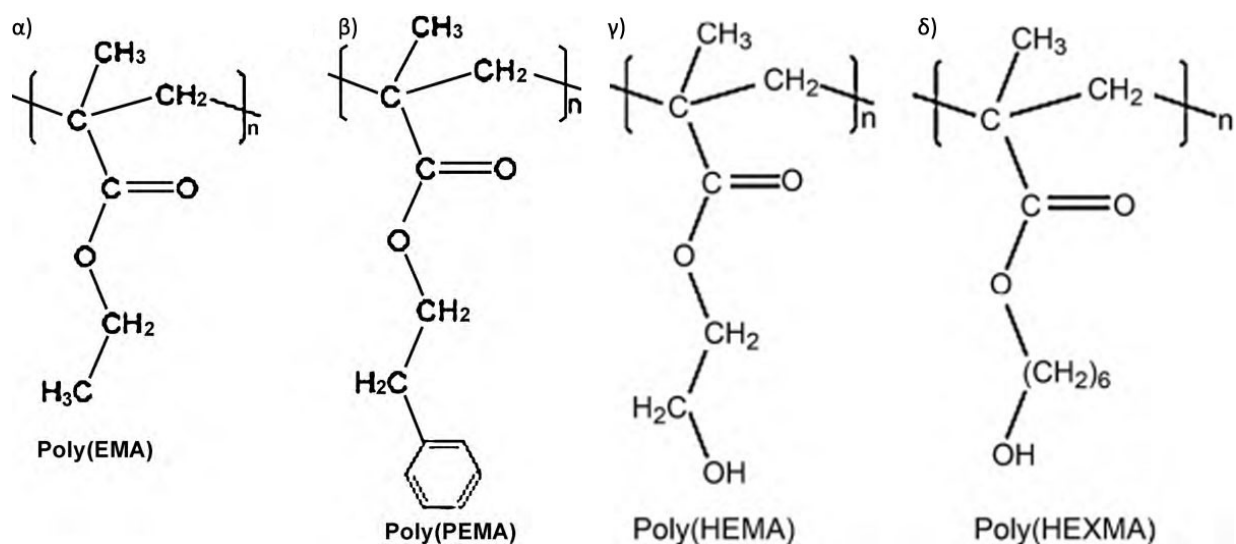
Η χρήση ενδοφακών σιλικόνης δεν συνίσταται σε ασθενείς που υπάρχει πιθανότητα να υποβληθούν σε χειρουργική επέμβαση του οπισθίου ημιμορίου. Το έλαιο σιλικόνης που χρησιμοποιείται σε αυτές τις επεμβάσεις δημιουργεί μη αναστρέψιμη αλλοίωση της επιφάνειας του ενδοφακού<sup>[10][90]</sup>.



**εικ. 4.3:** Χημικές δομές Poly(DMS) α) Poly(DPhS) β) [εικόνα από [10]]



Τα υδρόφοβα ακρυλικά πολυμερή ανήκουν στην ίδια χημική οικογένεια με το PMMA, έχουν όμως υποστεί αλλαγές στις πλευρικές ομάδες της μεθακρυλικής αλυσίδας, με σκοπό να αποκτήσουν συγκεκριμένες οπτικές και μηχανικές ιδιότητες. Με αυτές τις αλλαγές, η θερμοκρασία υαλώδους μετάβασης  $T_g$ , που βρίσκεται στους  $105\text{ }^\circ\text{C}$  περίπου για το PMMA, πέφτει στους  $13\text{ }^\circ\text{C}$  με  $21,5\text{ }^\circ\text{C}$  στην περίπτωση των ακρυλικών ενδοφακών. Αυτό σημαίνει ότι είναι δυνατή η αναδιπλωση του υλικού σε θερμοκρασία δωματίου ή με ελαφρά θέρμανση. Ένα πλεονέκτημά τους σε σχέση με τους ενδοφακούς σιλικόνης είναι ότι ξεδιπλώνουν πιο ομαλά και ελεγχόμενα κατά την τοποθέτησή τους<sup>[10]</sup>. Επιπλέον τα συγκεκριμένα πολυμερή έχουν μεγάλους δείκτες διάθλασης ( $n \approx 1,55$ ), γεγονός που επιτρέπει την κατασκευή λεπτότερων ενδοφακών.



**ΕΙΚ. 4.4:** Χημικές δομές δύο τυπικών πολυμερών που χρησιμοποιούνται σε α)-β) υδρόφοβους ακρυλικούς ενδοφακούς και γ)-δ) σε υδρόφιλους ακρυλικούς. [εικόνα από [10]]

Ένας ακόμα τύπος αναδιπλούμενων ενδοφακών είναι αυτοί που κατασκευάζονται από υδρόφιλα ακρυλικά πολυμερή (υδρογέλες), όπως είναι το poly(2-hydroxyethyl methacrylate)-PHEMA και το poly(6-hydroxyhexyl methacrylate)-PHEXMA [εικ. 4.4]. Οι υδρόφιλοι ακρυλικοί ενδοφακοί, αποτελούνται συνήθως σε ποσοστό 18% έως 38% κατά βάρος από νερό<sup>[10],[93]</sup>. Η δυνατότητα κάμψης τους οφείλεται στην υψηλή περιεκτικότητά τους σε νερό. Πριν την εμφύτευσή τους είναι απαραίτητη η αποθήκευσή τους σε υδάτινο περιβάλλον. Ξεδιπλώνουν γρηγορότερα από τους υδρόφοβους ακρυλικούς, αλλά με πιο ελεγχόμενο τρόπο από τους ενδοφακούς σιλικόνης. Ο δείκτης διάθλασής τους κυμαίνεται μεταξύ 1,46 και 1,48.

## 4.2 Τύποι ενδοφακών οπισθίου θαλάμου

Οι ενδοφακοί που τοποθετούνται κατά την επέμβαση καταρράκτη στον φυσικό "σάκο του περιφακίου" ονομάζονται οπισθίου θαλάμου. Υπάρχουν πολλών ειδών ενδοφακοί που διαφέρουν σε σχήμα, υλικό, τρόπο στήριξης και δυνατότητες. Αποτελούνται από ένα οπτικά λειτουργικό κεντρικό τμήμα, το οποίο συνήθως έχει σχήμα δίσκου. Από την περιφέρεια του οποίου ξεκινούν οι αγκύλες στήριξης το σχήμα των οποίων ποικίλει ανάλογα με το μοντέλο. Αν το κυρίως σώμα του φακού και οι αγκύλες στήριξης αποτελούνται από ένα μονοκόμματο υλικό, ονομάζονται ενός τεμαχίου.

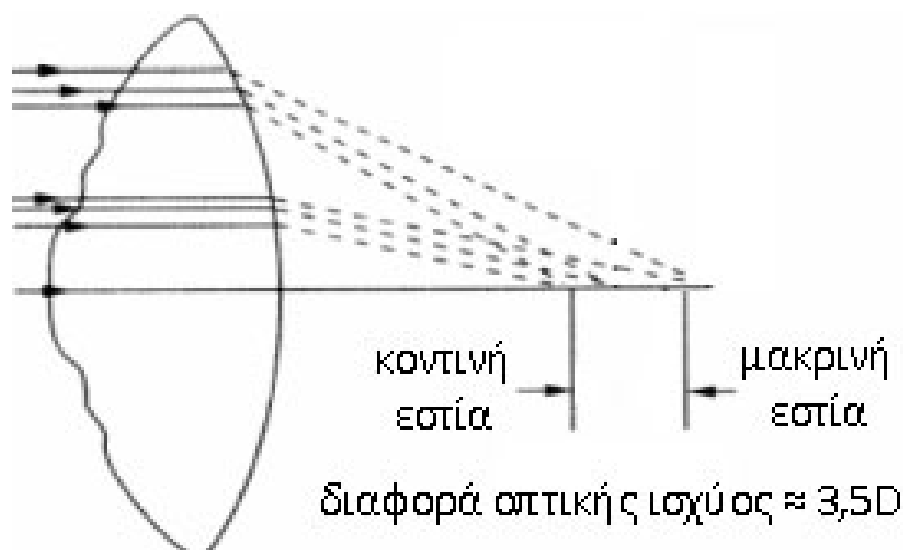
Διαφορετικά, αν οι αγκύλες είναι από διαφορετικό υλικό (συνήθως πολυιμίδιο, πολυπροπυλένιο και PMMA) ονομάζονται τριών τεμαχίων. Ο σχεδιασμός των αγκύλων παίζει σημαντικό ρόλο στη σταθερότητα του φακού εντός του σάκου του περιφακίου και τυχόν μετακίνησή του μπορεί να οδηγήσει σε ανεπιθύμητα οπτικά φαινόμενα. Με την τοποθέτηση των ενδοφακών δίνεται η δυνατότητα διόρθωσης και τυχών υφιστάμενων διαθλαστικών παθήσεων, όπως η μυωπία και η υπερμετρωπία. Για αυτό το λόγο η καμπυλότητα και το πάχος του κεντρικού τμήματος των φακών και κατ' επέκταση η διοπτρική τους ισχύς, διαφέρει ανάλογα το μοντέλο και εξαρτάται από την οπτική διόρθωση που απαιτείται σε κάθε ασθενή. Με τους τορικούς (αστιγματικούς) ενδοφακούς δίνεται η δυνατότητα περιορισμού ή ακόμα και εξάλειψης των συμπτωμάτων του αστιγματισμού. Για τη σωστή τους λειτουργία είναι απαραίτητο να τοποθετηθούν εντός του ματιού με τον κατάλληλο προσανατολισμό.

Για αυτό το λόγο φέρουν στην επιφάνεια τους μικρές εγκοπές για τη σήμανση του οπτικά ισχυρότερου άξονα [εικ 4.5].



εικ. 4.5: Τορικός ενδοφάκος

Ένα μειονέκτημα των συμβατικών ενδοφακών είναι η αδυναμία προσαρμογής και μεταβολής της διοπτρικής τους ισχύος. Συνήθως επιλέγονται έτσι ώστε να εξυπηρετείται η μακρινή όραση, ενώ για κοντινή είναι απαραίτητη η χρήση γυαλιών οράσεως. Για να ξεπεραστεί αυτό το μειονέκτημα έχουν αναπτυχθεί πολυεστιακοί ενδοφακοί οι οποίοι διαθέτουν δακτυλίους με διαφορετικές διοπτρίες επιτυγχάνοντας έτσι την ταυτόχρονη εστίαση των ακτίνων του φωτός από διαφορετικές αποστάσεις. Στου συγκεκριμένου τύπου πολυεστιακούς φακούς, λόγω της ασφαιρικής σχεδίασης των δακτυλίων τους δημιουργούνται ζώνες στην επιφάνεια τους με διαφορετική οπτική ισχύ. Έτσι στο επίπεδο του αμφιβληστροειδούς σχηματίζονται δύο είδωλα με διαφορά τριών με τεσσάρων διοπτριών περίπου.



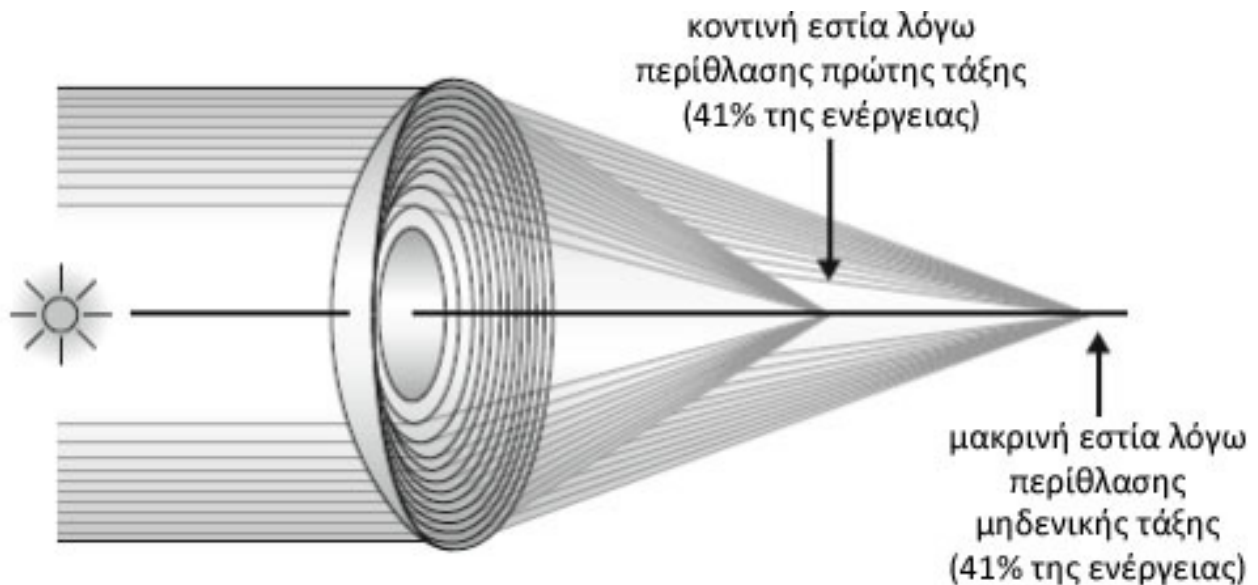
**εικ. 4.6:** Τομή πολυεστιακού ενδοφακού με δακτυλίους ασφαιρικής σχεδίασης.

Ο εγκέφαλος έχει την ικανότητα να προσαρμόζεται κατά βούληση μεταξύ των εικόνων μακρινής και κοντινής όρασης που παράγονται από τα οπτικά στοιχεία του φακού, ανάλογα το παρατηρούμενο αντικείμενο<sup>[96]</sup>. Μετά από μια περίοδο προσαρμογής μερικών εβδομάδων, ώστε ο εγκέφαλος να συνηθίσει το νέο τρόπο όρασης, οι περισσότεροι ασθενείς δεν χρειάζονται γυαλιά παρά μόνο κατά την εκτέλεση δραστηριοτήτων που απαιτείται υψηλής ποιότητας κοντινή ή μακρινή όραση.

Μειονεκτήματα των πολυεστιακών ενδοφακών αποτελούν η μέτρια όραση σε μεσαίες αποστάσεις, η μειωμένη ευαισθησία αντίθεσης καθώς και η δημιουργία οπτικής άλω γύρω από φωτεινές πηγές ιδιαίτερα σε συνθήκες χαμηλού φωτισμού<sup>[96],[100]</sup>.

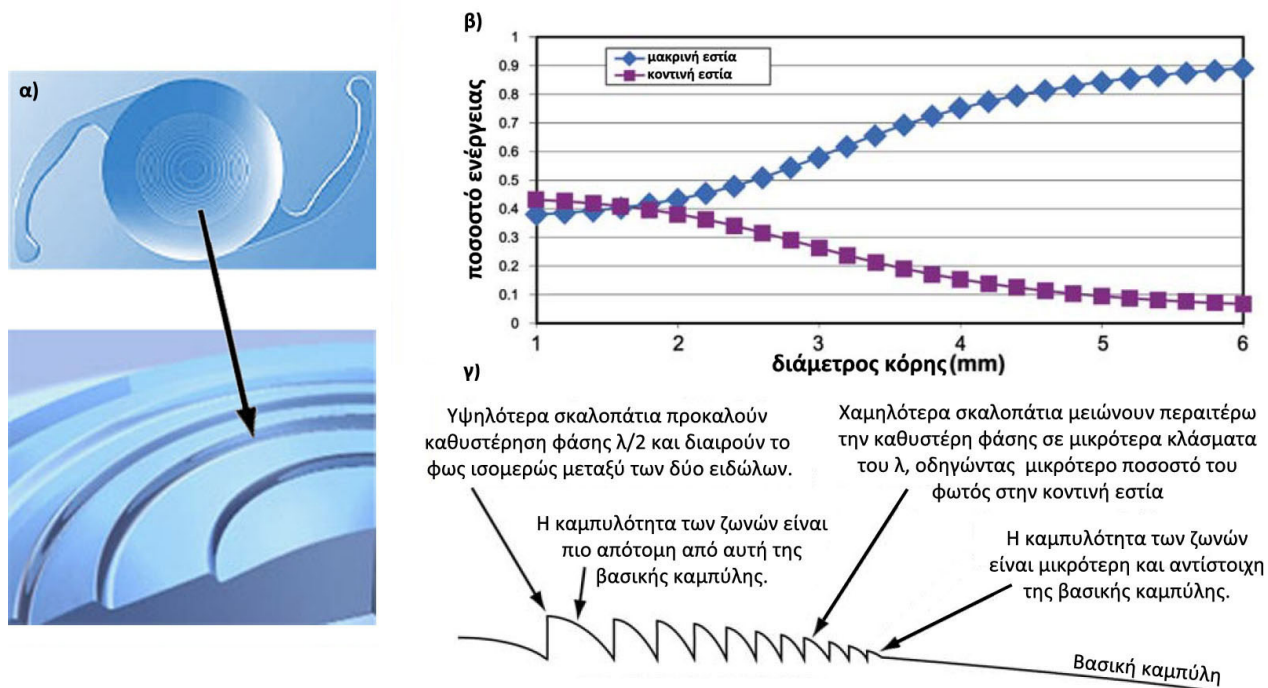
Για τον περιορισμό αυτών των φαινομένων έχουν αναπτυχθεί οι πιο εξελιγμένοι **“apodized”** ενδοφακοί, όπως είναι ο Alcon Restor. Η ειδικά διαμορφωμένη διαθλαστική-περιθλαστική δομή αυτού του είδους ενδοφακού αξιοποιεί την περίθλαση και τη διάθλαση ταυτόχρονα, για την παροχή ενός πλήρους φάσματος όρασης (κοντινή, μακρινή και μεσαία). Αποτελείται από μια περιθλαστική περιοχή στο κέντρο του και μια διαθλαστική στην περιφέρεια.

Ένας φακός περίθλασης διαιρεί το προσπίπτον φως σε πολλαπλά μέτωπα κύματος χρησιμοποιώντας ως περιθλαστικά στοιχεία μικρά σκαλοπάτια στην επιφάνειά του. Αν μεταξύ των ορίων των ζωνών που δημιουργούνται από τα διαδοχικά σκαλοπάτια προκαλείται καθυστέρηση φάσης ενός μήκους κύματος ο φακός δημιουργεί μια περιθλαστική εστία. Αν σχεδιαστεί η τοποθέτηση αυτών των σκαλοπατιών με τέτοιο τρόπο ώστε να εισάγεται μια ελεγχόμενη καθυστέρηση φάσης (συνήθως μισού μήκους κύματος) μεταξύ των ζωνών τότε ο φακός έχει δύο εστίες, μια μακρινή λόγω περίθλασης μηδενικής τάξης και μια κοντινή λόγω περίθλασης πρώτης τάξης [εικ. 4.7].



**εικ. 4.7:** Δημιουργία δύο εστιακών σημείων λόγω περίθλασης μηδενικής και πρώτης τάξης. [εικόνα τροποποιημένη από [90]]

Η κεντρική περιθλαστική περιοχή του arodized ενδοφακού έχει διάμετρο 3,6mm και αποτελείται από 12 ζώνες (12 ομόκεντρους δακτυλίους) οι οποίες διαχωρίζονται, από σταδιακά μειούμενα στο ύψος, περιθλαστικά σκαλοπάτια [εικ 4.8 α)].



**εικ. 4.8:** α) Πολυεστιακός ενδοφακός με “arodized” σχεδιασμό στο κεντρικό του τμήμα. β) Κατανομή του φωτός που φτάνει σε κάθε εστία συναρτήσε της διαμέτρου της κόρης. γ) Πλάγια τομή του “arodized” ενδοφακού. Οι διαστάσεις των σκαλοπατιών είναι υπερβολικά μεγεθυμένες. [εικόνα τροποποιημένη από [19]]

Το ύψος των σκαλοπατιών μειώνεται με ένα συνεχόμενα μεταβαλλόμενο βήμα που ξεκινά από το  $1,3 \mu m$  στο κέντρο και φτάνει το  $0,2 \mu m$  στην περιφέρεια, ενώ ταυτόχρονα μειώνεται και το εύρος τους. Αυτή η σταδιακή μείωση του ύψους και του εύρους των διαθλαστικών σκαλοπατιών έχει ονομαστεί Arodization, ένας όρος που προέρχεται από τα αρχαία Ελληνικά και σημαίνει κόψιμο του ποδιού<sup>[19]</sup>.

Τα μεγάλα σε ύψος σκαλοπάτια που βρίσκονται πλησιέστερα στο κέντρο προκαλούν μια καθυστέρηση φάσης μισού μήκους κύματος, έτσι ώστε η ενέργεια του φωτός να διαιρείται ισότιμα μεταξύ των δύο εστιών του φακού, με περίπου 41% του φωτός να οδηγείται σε κάθε μία. Τα μικρότερα σε ύψος σκαλοπάτια που βρίσκονται προς την περιφέρεια του περιθλαστικού τμήματος, προκαλούν οπτική καθυστέρηση που αντιστοιχεί σε ακόμα μικρότερα κλάσματα του μήκους κύματος από το  $1/2$ . Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να οδηγούν μεγαλύτερο ποσοστό του φωτός στην εστία που αντιστοιχεί

στην μακρινή όραση [εικ. 4.8 γ)]. Όσο διαστέλλεται η κόρη, αυτή η δομή πετυχαίνει την ομαλή μεταβολή της κατανομής του φωτός από τη κοντινή στη μακρινή εστία του φακού [εικ. 4.8 β)]. Έτσι δημιουργούνται ενδιάμεσα σημεία εστίασης που χαρίζουν στον ασθενή καλή όραση σε μεγάλο εύρος αποστάσεων.

Η διαθλαστική επιφάνεια που περιβάλλει την περιθλαστική εξυπηρετεί αποκλειστικά τη μακρινή όραση. Συνολικά ο συγκεκριμένος φακός λόγω του ιδιαίτερου σχεδιασμού του, προσφέρει επαρκή κοντινή όραση για μικρό άνοιγμα της ίριδας, ενώ ταυτόχρονα ενισχύει τη μακρινή όραση όσο το άνοιγμά της μεγαλώνει. Αυτά τα χαρακτηριστικά ανταποκρίνονται πολύ καλά στις σύγχρονες ανθρώπινες ανάγκες. Συνήθως, όταν απαιτείται καλή κοντινή όραση (π.χ. διάβασμα) φροντίζουμε ο περιβάλλον φωτισμός να είναι αρκούντως υψηλός, με αποτέλεσμα η διάμετρος της κόρης να είναι μικρή και ο φακός να κατανέμει αρκετό φως στην κοντινή εστία. Αντίθετα σε συνθήκες που απαιτείται καλή μακρινή όραση, όπως νυχτερινή οδήγηση, ο φακός κατανέμει την μεγαλύτερο μέρος του φωτός στη μακρινή εστία, λόγω της μεγάλης διαμέτρου της κόρης. Επιπλέον ο υβριδικός σχεδιασμός των asphorized ενδοφακών, που συνδυάζει μια διαθλαστική και μια περιθλαστική επιφάνεια, ελαχιστοποιεί τα ανεπιθύμητα οπτικά φαινόμενα που σχετίζονται με τη χρήση συμβατικών πολυεστιακών ενδοφακών.

Σήμερα υπάρχουν τουλάχιστον πέντε διαφορετικοί μέθοδοι για την κατασκευή ενδοφακών<sup>[90]</sup>. Οι δύο πιο διαδεδομένοι μέθοδοι είναι η κοπή με μικρο-τόρνο (lathe cutting) και η τεχνική της εγχύσεως (injection molding). Κατά την πρώτη τεχνική, ένας ελεγχόμενος μέσω υπολογιστή μικρο-τόρνος με αδαμάντινη ακίδα, κόβει και διαμορφώνει στο επιθυμητό σχήμα του ενδοφακού, τα πολυμερικά φύλλα που αποτελούν την πρώτη ύλη του. Στην τεχνική της εγχύσεως το πολυμερές θερμαίνεται και στη συνέχεια εγχέεται σε ένα καλούπι από χάλυβα. Αφού κρυώσει και σταθεροποιηθεί το υλικό, απομακρύνεται από το καλούπι και στη συνέχεια ομαλοποιούνται οι ακμές του.

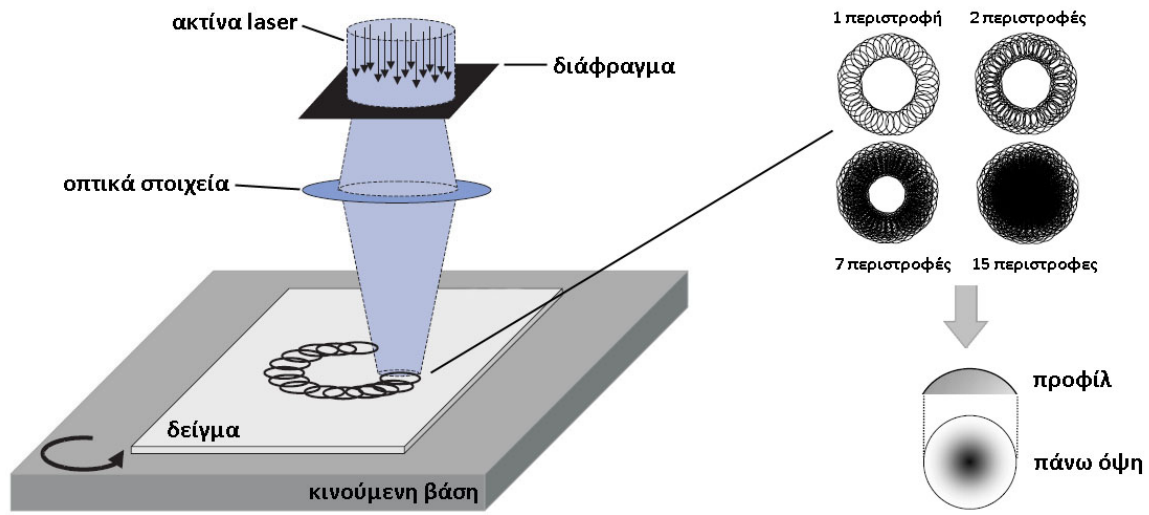
## |Μέρος β' - Πειραματικό|

### |Πειράματα αποδόμησης ενδοφακών με την 5<sup>η</sup> αρμονική του Nd:YAG laser, $\lambda=213nm$ |

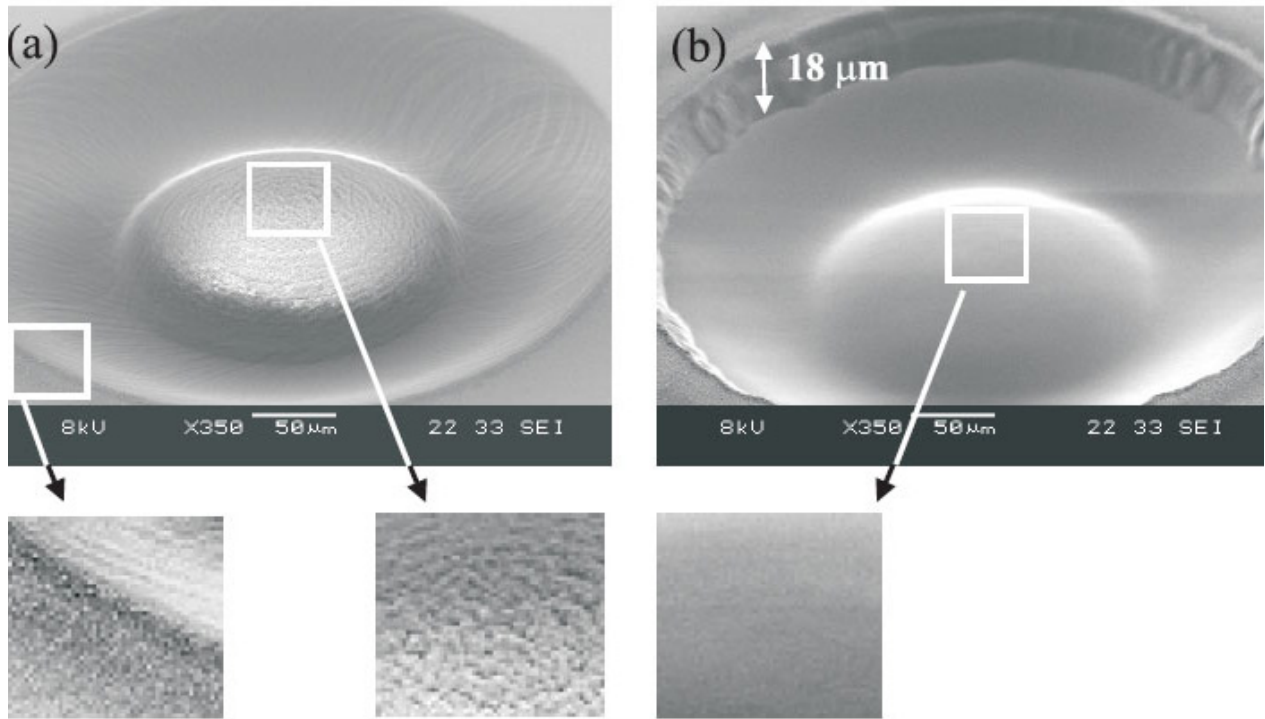
#### 5.1 Εισαγωγή

Τα τελευταία χρόνια πραγματοποιούνται μελέτες από την ομάδα «Ανάπτυξη laser κι εφαρμογές τους» του τομέα Φυσικής της Σ.Ε.Μ.Φ.Ε. σχετικά με την αποδόμηση των ενδοφακών. Ανώτερος σκοπός των πειραμάτων αυτών είναι να εξεταστεί η δυνατότητα χρήσης της ακτινοβολίας laser, ως ένα εργαλείο υψηλής ποιότητας, για τη μορφοποίηση της επιφάνειας των ενδοφακών.

Μια τέτοια εξέλιξη θα έδινε στους κατασκευαστές τη δυνατότητα παραγωγής ενός μόνο τύπου ενδοφακού. Ο ενδοφακός αυτός θα μπορούσε στη συνέχεια να αποκτήσει τις επιθυμητές οπτικές ιδιότητες, κατά τη μορφοποίηση της επιφάνειας του από ένα σύστημα laser, αντίστοιχο με αυτά που χρησιμοποιούνται ευρέως από τους οφθαλμιάτρους για επεμβάσεις φωτοδιαθλαστικής χειρουργικής. Σημαντικό πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου θα ήταν καταρχάς, η μείωση του κόστους κατασκευής, λόγω της μαζικής παραγωγής μόνο ενός τύπου ενδοφακού. Επιπλέον η διαθεσιμότητά τους θα ήταν άμεση, καθώς δεν θα απαιτούνταν η χρονοβόρα διαδικασία της παραγγελίας ενδοφακών με συγκεκριμένες οπτικές ιδιότητες. Τέλος θα ήταν εφικτή η παραμετροποίηση των οπτικών ιδιοτήτων του ενδοφακού, έτσι ώστε να ανταποκρίνεται καλύτερα στις ανάγκες και στις ιδιαιτερότητες του κάθε ασθενούς.



**εικ. 5.1:** Τεχνική κατασκευής πολυμερικών μικροφακών με excimer laser. [εικόνα τροποποιημένη από [62] και [63]].



**εικ. 5.2:** Μικροφακοί σε πολυανθρακικό πολυμερές: επιφάνεια μετά την διαμόρφωση (a) και ύστερα από την ομαλοποίησή της από τη δέσμη laser (b). [εικόνα από [63]]



Στο παρελθόν έχουν προταθεί μέθοδοι κατασκευής πολυμερικών μικροφακών, κυρίως για χρήση σε εφαρμογές οπτοηλεκτρονικής, των οποίων η επιφάνεια παρουσιάζει ικανοποιητική ποιότητα. Η μεθοδολογία που ακολουθείται σε αυτές τις περιπτώσεις [62],[63] [εικόνα 5.1] μπορεί να εφαρμοστεί και για τη διαμόρφωση της επιφάνειας ενδοφακών, ώστε να αποκτήσουν την επιθυμητή καμπυλότητα και διοπτρική ισχύ.

Πιο συγκεκριμένα, σε μία από τις μεθόδους κατασκευής μικροφακών με laser η διαδικασία που ακολουθείται είναι η εξής: ένα υπεριώδες laser ακτινοβολεί, με παλμούς σταθερής ενέργειας και επαναληπτικότητας, την επιφάνεια του πολυμερούς. Το πολυμερές είναι τοποθετημένο σε μια βάση που εκτελεί υψηλής ακρίβειας κυκλικές κινήσεις, με μεταβαλλόμενες ακτίνες και ταχύτητες περιστροφής. Το άνοιγμα του διάφραγματος, που καθορίζει το μέγεθος της κηλίδας του laser, καθώς και η κίνηση της βάσης ελέγχονται με ηλεκτρονικό υπολογιστή, στον οποίο εκτελούνται οι κατάλληλοι μαθηματικοί αλγόριθμοι που καθορίζουν τις τιμές όλων των παραμέτρων, ώστε να δοθεί το κατάλληλο σχήμα στο φακό. Στη συνέχεια μια δέσμη με μεγαλύτερο εύρος αποδομεί ολόκληρη την επιφάνεια του φακού με σκοπό την ομαλοποίησή της [εικόνα 5.2].

Με τη δέσμη του laser εκτός από τον καθορισμό της καμπυλότητας του ενδοφακού, θα ήταν δυνατό να δημιουργηθούν οι δομές που διαθέτουν στην επιφάνειά τους οι πολυεστιακοί ενδοφάκοι.

Οι δομές αυτές, που αναφέρονται αναλυτικότερα στο κεφάλαιο 4.2, μπορεί να είναι ασφαιρικοί ομόκεντροι δακτύλιοι ή “arodized” σκαλοπάτια μεταβλητού εύρους και ύψους. Λόγω του υψηλού συντελεστή απορρόφησης που παρουσιάζουν τα πολυμερή στην υπεριώδη ακτινοβολία τα excimer laser και ιδιαίτερα το laser ArF στα 193nm, θεωρήθηκαν οι κατάλληλοι υποψήφιοι για πειράματα αποδόμησης ενδοφακών.

Το laser ArF χρησιμοποιείται ευρέως από τους οφθαλμιάτρους τα τελευταία 20 χρόνια ως εργαλείο αποδόμησης κερατοειδικού ιστού. Πειράματα που πραγματοποιήθηκαν τα προηγούμενα χρόνια με το συγκεκριμένο μήκος κύματος, είχαν ως αποτέλεσμα τη δημιουργία κωνικών μικροδομών στις ακτινοβολημένες επιφάνειες τόσο των PMMA, όσο και των ακρυλικών ενδοφακών [77],[82]. Λόγω αυτών των αποτελεσμάτων, ξεκίνησαν να γίνονται πειράματα και με εναλλακτικές πηγές laser.

Τα laser στερεάς κατάστασης παρουσιάζουν μια σειρά πλεονεκτήματα σε σχέση με τα excimer, όπως αναφέρεται στο κεφάλαιο 1.4. Η 5<sup>η</sup> αρμονική του Nd:YAG laser με μήκος κύματος στα 213nm μπορεί να αποτελέσει μια καλή εναλλακτική του laser ArF ( $\lambda = 193nm$ ).

Καθώς τα δύο μήκη κύματος βρίσκονται αρκετά κοντά, αναμένεται ότι το πρώτο θα διατηρεί τα θετικά χαρακτηριστικά του δεύτερου.

Για να πραγματοποιηθεί αποτελεσματικά η διαδικασία της κατεργασίας ενδοφακών με laser, είναι απαραίτητο να μελετηθούν πρώτα οι ποσοτικοί παράμετροι της αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με την επιφάνεια του υλικού. Τέτοιοι παράμετροι είναι το κατώφλι της πυκνότητας ενέργειας  $F_{th}$  πάνω από το οποίο ξεκινάει η αποδόμηση, καθώς και ο ρυθμός αποδόμησης που μας δηλώνει το πάχος του υλικού που αφαιρείται ανά παλμό του laser. Επίσης πολύ σημαντική είναι και η ποιοτική μελέτη της ακτινοβολημένης επιφάνειας των ενδοφακών, για να διαπιστωθεί αν είναι επαρκώς λεία, ώστε να ελαχιστοποιείται η ανεπιθύμητη σκέδαση του φωτός.

Με σκοπό τον προσδιορισμό των παραπάνω ποιοτικών και ποσοτικών παραμέτρων πραγματοποιήθηκαν, στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας, πειράματα αποδόμησης με την 5<sup>η</sup> αρμονική του Nd:YAG σε διαφορετικού τύπου ενδοφακούς. Από τη μέτρηση του βάθους των αποδομημένων κρατήρων προσδιορίστηκαν οι ρυθμοί αποδόμησης, ενώ με τη χρήση ηλεκτρονικού μικροσκοπίου μελετήθηκε η μορφολογία της επιφάνειας. Έγινε επίσης μαθηματική προσομοίωση των ρυθμών αποδόμησης, βασισμένη σε θεωρητικό μοντέλο με σκοπό τον συσχετισμό των παραμέτρων της δέσμης laser με φυσικές παραμέτρους του υλικού, καθώς και τη μελέτη της συνεισφοράς του φωτοθερμικού και φωτοχημικού μηχανισμού στην αποδόμηση.

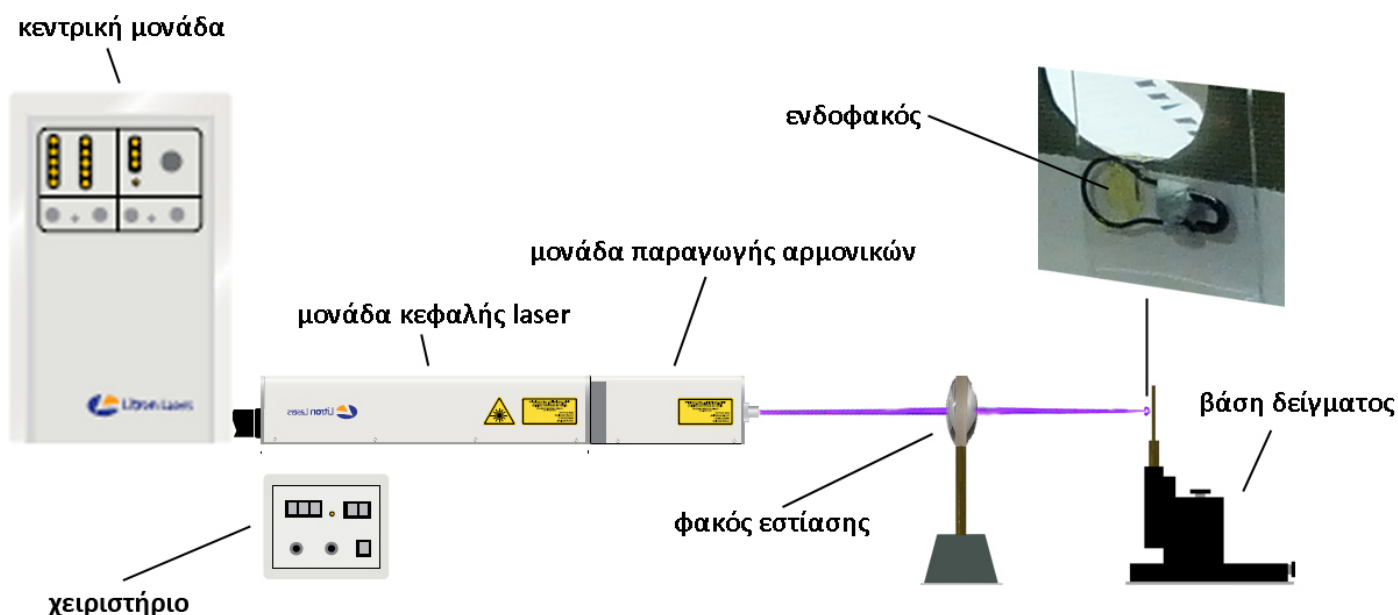
## 5.2 Πειραματική διαδικασία

Τα πειράματα αποδόμησης των ενδοφακών έγιναν με χρήση του Nd:YAG laser (Litron Nano L-200-10) του εργαστηρίου "Ανάπτυξη laser και εφαρμογές τους", το οποίο περιγράφεται αναλυτικά στο κεφάλαιο 1.2.2. Μέσω της τεχνικής Q-switching, που επιτυγχάνεται με τη χρήση κυψελίδας Rockels, το συγκεκριμένο μοντέλο μπορεί να παράγει παλμούς διάρκειας 6-9ns. Ως δείγματα χρησιμοποιήθηκαν τέσσερις υδρόφοβοι ακρυλικοί ενδοφακοί της εταιρίας Alcon (τύπου SN60T5 και SN60WF), ένας ενδοφακός PMMA της εταιρίας Lenstec (τύπου LS-111) και ένας σιλικόνης της ίδιας εταιρίας (τύπου LF-1000). Παρά το γεγονός ότι το κύριο υλικό κατασκευής των ενδοφακών είναι γνωστό, η ακριβής σύστασή τους παραμένει άγνωστη, δεδομένου ότι οι εταιρείες παραγωγής δεν κοινοποιούν σχετικές πληροφορίες (πατέντες).

Πείραμα αποδόμησης πραγματοποιήθηκε και σε ένα πλακίδιο βαθμονόμησης laser από PMMA με σκοπό την αποκτηση συγκριτικών αποτελεσμάτων με έναν προσομοιωτή

μαλακού ιστού. Κατά τη διάρκεια του πειράματος, οι φακοί συγκρατούνταν με τη βοήθεια ενός μικρού μεταλλικού πλαισίου πάνω σε ένα πλακίδιο από γυαλί. |εικ. 5.3|

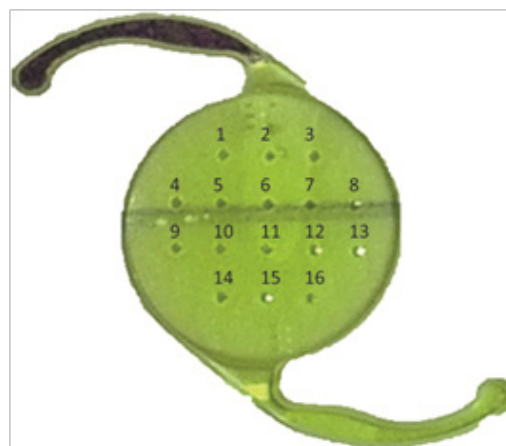
Το πλακίδιο τοποθετούνταν σε μια βάση με τέτοιο τρόπο, ώστε ο φακός να βρίσκεται κάθετα στη διεύθυνση διάδοσης της δέσμης, με σκοπό να περιορίζεται η επικάθηση εντός του κρατήρα των τμημάτων του υλικού που αποδομούνται. Η βάση ήταν βαθμονομημένη και ο μηχανισμός της επέτρεπε την χειροκίνητη κίνηση του δείγματος σε δύο κάθετους άξονες με βήμα 1mm. Η ακρίβεια αυτής της τάξεως, επέτρεπε την ακτινοβολήση 10 με 20 διαφορετικών σημείων σε κάθε φακό |εικόνα 5.4|.



εικ. 5.3: Πειραματική διάταξη. Πάνω δεξιά διακρίνεται ο τρόπος στήριξης του ενδοφακού στη βάση.



εικ. 5.5: α) Φορητός υπολογιστής ενέργειας Ophir Nova  
β) πυροηλεκτρικός ανιχνευτής Ophir PE50-DIF



εικ. 5.4: Ενδοφακός τύπου SN60T5 ακτινοβολημένος σε 16 σημεία της επιφάνειάς του.

Η ενέργεια ακτινοβολήσης ρυθμιζόταν από τη μεταβολής της τάσης τροφοδοσίας του laser, μέσω του χειριστηρίου της συσκευής, στο διάστημα μεταξύ των 950 με 750 Volt κυρίως. Πριν την ακτινοβολήση του κάθε σημείου η μέτρηση της ενέργειας γινόταν από έναν υπολογιστή ενέργειας (Orhir Nova) [εικ. 5.5 α)] που διέθετε πυροηλεκτρικό ανιχνευτή (PE50-DIF) [εικ. 5.5 β)]. Λόγω των παρατηρούμενων διακυμάνσεων στις τιμές της ενέργειας η τελική της τιμή προέκυπτε από το μέσο όρο είκοσι παλμών.

Κάθε δείγμα ακτινοβολούνταν σε 10 έως 20 σημεία σε ένα εύρος τιμών ενέργειας που ξεκινούσε από τα  $1,1-0,6mJ$  και έφτανε ως τα  $120-60\mu J$ . Λόγω της μεγάλης εξάρτησης της ενέργειας εξόδου του laser από την ευθυγράμμιση των κρυστάλλων, καθώς και από εξωτερικούς παράγοντες, το εύρος των τιμών ενέργειας στο οποίο ακτινοβολήθηκαν τα διάφορα δείγματα δεν ήταν πάντα το ίδιο. Η επίτευξη της μέγιστης δυνατής εξόδου του laser δεν έπαιζε τόσο σημαντικό ρόλο, καθώς το ενδιαφέρον επικεντρώνονταν περισσότερο στον προσδιορισμό του ενεργειακού κατωφλίου έναρξης της αποδόμησης.

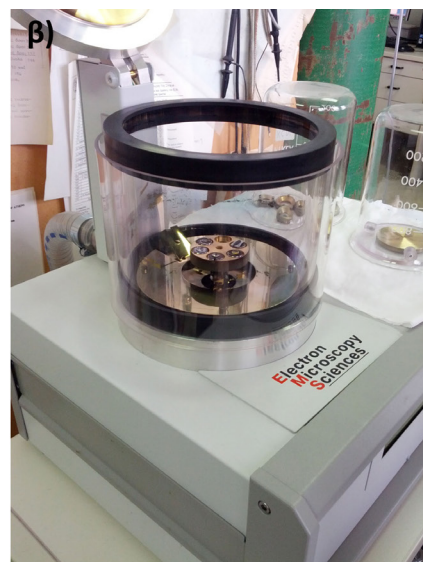
Κάθε σημείο του δείγματος δεχόταν συνήθως 15 με 30 παλμούς με ρυθμό επαναληπτικότητας  $1Hz$ . Ο μικρός αριθμός παλμών οφείλεται στο ότι ήταν επιθυμητό το βάθος των κρατήρων να είναι μικρό, ώστε να να διευκολύνεται η μέτρησή τους με το προφιλόμετρο. Συνήθως, όταν η ενέργεια των παλμών έπεφτε κάτω από τα  $0,2$  με  $0,15 mJ$  περίπου, αυξάναμε το πλήθος των παλμών καθώς και το ρυθμό επαναληπτικότητας, ώστε σε ορισμένα δείγματα να φτάσουν τους 300 παλμούς και τα  $5Hz$  αντίστοιχα. Στόχος ήταν η ευκολότερη ανιχνευσιμότητα των αποτελεσμάτων της ακτινοβολήσης. Επιπλέον ο μεγάλος αριθμός παλμών μειώνει την επίδραση πιθανών φαινομένων επώασης στα ποσοτικά πειραματικά αποτελέσματα. Ούτως ή άλλως, τα φαινόμενα επώασης δεν αναμένονταν να είναι έντονα, λόγω της μεγάλης απορροφητικότητας των υλικών στο συγκεκριμένο μήκος κύματος<sup>[85]</sup>.

Όσο διαρκούσε η ακτινοβολήση του κάθε δείγματος η απόσταση του από τον συγκεντρωτικό φακό παρέμενε σταθερή, ώστε να μην μεταβάλλεται το εμβαδό του προφίλ της δέσμης.

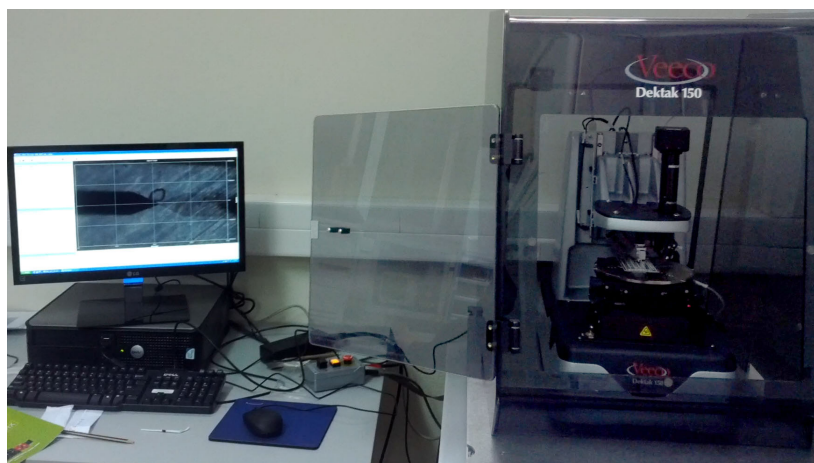
Την ακτινοβολήση των φακών ακολούθησε η επιχρύσωσή τους από το σύστημα επιμετάλλωσης EMS 550X. [εικ. 5.6β)]. Το στρώμα χρυσού σε κάθε δείγμα είχε πάχος  $7nm$ , το οποίο θεωρείται αρκετά λεπτό, ώστε να μην αλλοιώσει τα στοιχεία της επιφάνειας που μας ενδιαφέρουν. Η επιχρύσωση, εκτός του ότι ήταν απαραίτητη για την εξέταση των δειγμάτων με το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (Fei - In-nova Nanoscope) [εικ. 5.6α)], συνεισέφερε θετικά και κατά την εξέταση των δειγμάτων με το προφιλόμετρο. Ο μειωμένος συντελεστής τριβής μεταξύ της μεταλλικής ακίδας

που σάρωνε την επιφάνεια του δείγματος και του στρώματος χρυσού, εξάλειψε τα προβλήματα που παρουσίαζε η ίδια διαδικασία πριν την επιχρύσωση, όπως π.χ. αγκίστρωση της ακίδας στις ανωμαλίες της επιφάνειας και μετακίνηση ολόκληρου του δείγματος. Η απεικόνιση των δειγμάτων με το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο προηγούνταν πάντα των μετρήσεων με το προφιλόμετρο, ώστε μην υπάρξει αλλοίωση της επιφάνειας του δείγματος λόγω της αλληλεπίδρασης της με την μεταλλική ακίδα.

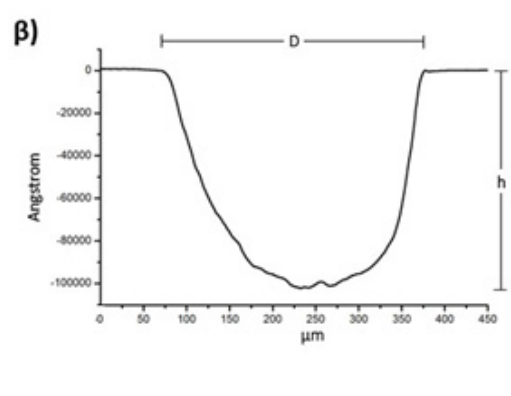
Το μηχανικό προφιλόμετρο που χρησιμοποιήθηκε ήταν ένα Dektak 150 της εταιρίας Veeco [εικ. 5.7 α)]. Με συνεχή επαφή μιας πολύ λεπτής ακίδας, σάρωνε την επιφάνεια του δείγματος και παρήγαγε το δισδιάστατο προφίλ της. Από το προφίλ αυτό γινόταν η μέτρηση του βάθους και της διαμέτρου των κρατήρων [εικ. 5.7 β)]. Σε κάθε κρατήρα πραγματοποιούνταν 3 με 6 διαφορετικές σαρώσεις περίπου, ώστε να προσεγγιστεί, όσο το δυνατόν καλύτερα, το προφίλ του κεντρικού τμήματος.



**εικ. 5.6:** Το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης α) και το σύστημα επιμετάλλωσης δειγμάτων β) του Τομέα Φυσικής του Ε.Μ.Π.



**εικ. 5.7 α):** Το προφιλόμετρο του Τομέα φυσικής του Ε.Μ.Π.



**εικ. 5.7 β):** Κεντρικό προφίλ αποδομημένου κρατήρα. Η διάμετρος  $D$  και το βάθος  $h$  των διαφόρων κρατήρων μετρήθηκαν από τα αντίστοιχα διαγράμματα.

Από τη διαίρεση του βάθους του κάθε κρατήρα προς τον αριθμό των παλμών που δέχτηκε, προέκυψε ο ρυθμός αποδόμησης (μm/παλμό) για το συγκεκριμένο σημείο. Ο υπολογισμός της διαμέτρου του κρατήρα γινόταν μετρώντας την απόσταση ανάμεσα στα χείλη του.

### 5.3 Υπολογισμός του “spot size” της δέσμης laser

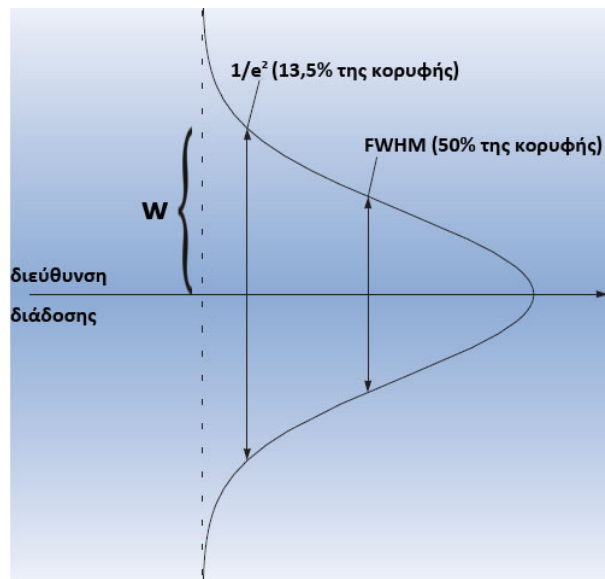
Ο προσδιορισμός του εμβαδού που έχει το προφίλ της δέσμης laser κατά την πρόσπτωση της στην επιφάνεια του στόχου (spot size) είναι απαραίτητος για τον προσδιορισμό της πυκνότητας ενέργειας. Η παράμετρος αυτή είναι πολύ σημαντική σε ένα πείραμα αλληλεπίδρασης μιας δέσμης laser με επιφάνεια. Η πραγματική τιμή της πυκνότητας ενέργειας είναι ένα μέγεθος που δύσκολα μπορεί να υπολογιστεί με μεγάλη ακρίβεια, γιατί απαιτεί άριστη γνώση του προφίλ της δέσμης laser. Για αυτό το λόγο οι περισσότερες απλές πειραματικές μέθοδοι δίνουν μια προσέγγιση της πραγματικής τιμής. Μια συνηθισμένη μέθοδος για την μέτρηση του spot size είναι η τοποθέτηση φωτογραφικού χαρτιού στη θέση του δείγματος και η ακτινοβολήσή του με ένα παλμό laser, πριν από κάθε μέτρηση. Το μέγεθος της κηλίδας που σχηματίζεται, μπορεί να μετρηθεί στη συνέχεια σε ένα βαθμονομημένο μικροσκόπιο. Δυστυχώς οι χαμηλές ενέργειες που είχαν οι παλμοί laser στο μήκος κύματος των  $213nm$  είχε ως αποτέλεσμα να μην προκαλείται κανένα σημάδι πάνω στην επιφάνεια του διαθέσιμου φωτογραφικού χαρτιού. Συνεπώς έπρεπε να αναζητηθεί μια άλλη μέθοδος για τον υπολογισμό του εμβαδού της δέσμης.

Η μόνη εναλλακτική, εκτός από έναν πολύπλοκο θεωρητικό υπολογισμό, ο οποίος θα έδινε ένα μικρής ακρίβειας αποτέλεσμα, είναι να προκύψει η τιμή του spot size από τη μέτρηση των κρατήρων που δημιουργήσε η δέσμη στην επιφάνεια του δείγματος. Μια μέθοδος για τον υπολογισμό του spot size από τη διάμετρο του κρατήρα που έχει δημιουργήσει μια γκαουσιανή δέσμη στο δείγμα, έχει προταθεί από τον Liu<sup>[51]</sup>. Ορίζουμε ως  $w$  την ακτίνα για την οποία η ένταση της δέσμης έχει πέσει στο  $1/e^2$  (13,5%) της μέγιστης τιμής της [εικ. 5.8].

Για μια δέσμη με γκαουσιανό χωρικό προφίλ, η ακτινική κατανομή της πυκνότητας ενέργειας του laser δίνεται από τη σχέση

$$F(r) = F_{peak} \exp\left(-\frac{2r^2}{w_0^2}\right), \quad |5.1|$$

όπου  $F_{peak}$  είναι η μέγιστη τιμή της πυκνότητας ενέργειας στο κέντρο της δέσμης.



εικ. 5.8: Διάμετρος μιας γκαουσιανής δέσμης

Θέτοντας το  $r=D/2$ , όπου  $D$  η διάμετρος του κρατήρα στο δείγμα, και θεωρώντας ότι το υλικό δεν είναι δυνατό να αποδομείται για πυκνότητες ενέργειας μικρότερες του κατωφλίου αποδόμησης (δηλαδή  $D=0$  όταν  $F_{peak}=F_{th}$ ), προκύπτει η σχέση<sup>[6],[51]</sup>

$$D^2 = 2w^2 \ln \left( \frac{F_{peak}}{F_{th}} \right) \quad |5.2|$$

Η μέγιστη τιμή της πυκνότητας ενέργειας  $F_{peak}$  συνδέεται με την ενέργεια του παλμού  $E_{pulse}$  σύμφωνα με τη σχέση

$$F_{peak} = \frac{2E_{pulse}}{\pi w^2}, \quad |5.3|$$

λόγω του ότι η  $E_{pulse}$  αποτελεί το ολοκλήρωμα της γκαουσιανής κατανομής της πυκνότητας ενέργειας του laser πάνω στην ακτινοβολημένη επιφάνεια με ακτίνα  $w$ .

Το μέγεθος που χρησιμοποιείται συχνότερα στη βιβλιογραφία είναι αυτό της μέσης τιμής της πυκνότητας ενέργειας και δίνεται από τη σχέση

$$F_{av} = \frac{E_{pulse}}{\pi w^2} \quad |5.4|$$

Η κλίση της εξίσωσης |5.1| δεν αλλάζει αν αντικαταστήσουμε την μέγιστη τιμή της πυκνότητας ενέργειας  $F_{peak}$  με αυτής της μέσης  $F_{av}$ , οπότε έχουμε τη σχέση

$$D^2 = 2w^2 \ln \left( \frac{F_{av}}{F_{th}^{n=1}} \right), \quad |5.5|$$

όπου  $n$  είναι ο αριθμός των παλμών.

Επειδή είναι ευκολότερο να μετρηθεί πειραματικά η ενέργεια ενός παλμού, αντικαθιστούμε στην σχέση |5.5| το λόγο των πυκνοτήτων ενέργειας με το λόγο της ενέργειας των παλμών, οπότε καταλήγουμε στη σχέση:

$$D^2 = 2w^2 \ln\left(\frac{E_{pulse}}{E_{th}}\right) \Rightarrow D^2 = 2w^2 \ln(E_{pulse}) - 2w^2 \ln(E_{th}). \quad |5.6|$$

Από την εξίσωση |5.6| προκύπτει ότι, σχεδιάζοντας το τετράγωνο της διαμέτρου των κρατήρων, οι οποίοι έχουν αποδομηθεί από τον ίδιο αριθμό παλμών, προς τον λογάριθμο της ενέργειας των εκάστοτε παλμών, μπορούμε να προσδιορίσουμε την ακτίνα  $w$  που έχει η δέσμη του laser στην επιφάνεια του στόχου από την κλίση της ευθείας που περνάει μέσα από τα σημεία. Εφαρμόζοντας τη μέθοδο αυτή στο πλακίδιο του PMMA όπου 14 σημεία του έχουν ακτινοβοληθεί με σταθερό αριθμό 10 παλμών σε ένα εύρος ενεργειών μεταξύ  $0,82$  και  $0,13 \text{ mJ}$ , προκύπτει ακτίνα  $w=153,5 \mu\text{m}$ . Στην ακτίνα αυτή αντιστοιχεί εμβαδό  $7,4 \times 10^{-4} \text{ cm}^2$ .

Δυστυχώς η μέθοδος αυτή δεν έδινε αξιόπιστα αποτελέσματα όταν εφαρμοζόταν σε κάποια δείγματα ενδοφακών, ιδιαίτερα σε όσους είχαν μεγάλη διοπτρική ισχύ. Αυτό οφείλεται στη μεγάλη καμπυλότητα της επιφάνειάς τους, η οποία συνεισφέρει στη μεταβολή της ακτίνας της προσπίπτουσας δέσμης. Επιπλέον στους ενδοφακούς το πλήθος των κρατήρων που είχαν ακτινοβοληθεί με τον ίδιο ακριβώς αριθμό παλμών ήταν σχετικά μικρό.

Λόγω του ότι έπρεπε να εφαρμοστεί μία μοναδική μέθοδος υπολογισμού της διαμέτρου της κηλίδας του laser για όλα τα δείγματα, αποφασίστηκε η εκτίμηση της να προκύψει από το μέσο όρο των τιμών που είχαν οι διάμετροι των κρατήρων, η οποίοι είχαν ακτινοβοληθεί με την μεγαλύτερη ενέργεια ( $0,6-0,8 \text{ mJ}$ ). Επειδή το σχήμα των κρατήρων προσέγγιζε περισσότερο την έλλειψη από ότι τον κύκλο, η μέτρηση των συγκεκριμένων κρατήρων με το προφیلόμετρο πραγματοποιούνταν σε δύο κάθετους μεταξύ τους άξονες. Το εμβαδό της έλλειψης που προέκυπε αντιστοιχούσε στο spot size που είχε η δέσμη σε κάθε δείγμα και με αυτό διαιρούνταν η ενέργεια των παλμών, ώστε να προκύψει η μέση πυκνότητα ενέργειας που δέχτηκε κάθε σημείο.

Με αυτή τη διαδικασία προέκυψαν παραπλήσιες τιμές για το spot size, με αυτές που προέκυψαν μέσω της σχέσης |5.6| (π.χ. στην περίπτωση του PMMA πλακιδίου βρέθηκε το εμβαδό ίσο με  $7,3 \times 10^{-4} \text{ cm}^2$  αντί  $7,4 \times 10^{-4} \text{ cm}^2$ ). Συνεπώς οι τιμές της πυκνότητας ενέργειας που υπολογίστηκαν στην παρούσα διπλωματική εργασία, θεωρείται ότι προσεγγίζουν αρκετά καλά την τιμή της μέσης πυκνότητας ενέργειας  $F_{av}$ , όπως αυτή έχει οριστεί από τη σχέση |5.4|.



## 5.4 Θεωρητικό Μοντέλο

Στην παρούσα εργασία έγινε χρήση ενός μαθηματικού μοντέλου για την προσομοίωση των ρυθμών αποδόμησης που προέκυψαν από τα πειραματικά δεδομένα, καθώς και τον συσχετισμό των οπτικών, μηχανικών και θερμικών ιδιοτήτων του κάθε δείγματος με τις παραμέτρους της ακτίνας laser. Το συγκεκριμένο μοντέλο (*E. Spyratou et al. 2010*<sup>[80]</sup>) θεωρεί ότι στην αποδόμηση πολυμερών με laser που εκπέμπουν στο υπεριώδες συνεισφέρουν δύο μηχανισμοί, ένας φωτοχημικός και ένας φωτοθερμικός.

Συνεπώς ο ρυθμός αποδόμησης προκύπτει ως το άθροισμα δύο όρων:

$$X = x_{photochemical} + x_{photothermal} \quad |5.7|$$

Η φωτοχημική συνιστώσα του ρυθμού αποδόμησης υπακούει σε μία σχέση που είναι συνεπής με το γνωστό νόμο του Beer:

$$x = \frac{1}{\alpha_{eff}} \ln \left( \frac{F}{F_{th}} \right). \quad |5.8|$$

Εδώ το  $\alpha_{eff}$  αντιστοιχεί στον ενεργό συντελεστή απορρόφησης, το  $F$  στην πυκνότητα ενέργειας στο στόχο και το  $F_{th}$  στην πυκνότητα ενέργειας κατωφλίου. Ο φωτοθερμικός όρος της εξίσωσης |5.7| δίνεται από τη σχέση

$$x = -\frac{1}{D} \cdot \int_{F_{th}}^F \frac{1}{F} \cdot e^{\left(\frac{B}{F}\right)} dF, \quad |5.9|$$

$$\text{όπου } B = \frac{E_{act} \cdot C_p \cdot d}{R \cdot \alpha_{eff}}. \quad |5.10|$$

Οι όροι στις παραπάνω εξισώσεις είναι:  $x$  το βάθος αποδόμησης ανά παλμό,  $D$  ένας προεκθετικός παράγοντας,  $F$  και  $F_{th}$  η πυκνότητα ενέργειας και η πυκνότητα ενέργειας κατωφλίου αντίστοιχα, το  $E_{act}$  αντιστοιχεί στην ενέργεια ενεργοποίησης διαχωρισμού του C-C δεσμού,  $C_p$  η ειδική θερμοχωρητικότητα του υλικού,  $d$  η πυκνότητά του,  $\alpha_{eff}$  ο ενεργός συντελεστής απορρόφησης και  $R$  η παγκόσμια σταθερά των αερίων. Ο τύπος |5.9| προκύπτει από τη διατήρηση της ενέργειας κατά την απορρόφηση της ακτινοβολίας. Πιο συγκεκριμένα η χωρική εξασθένιση της έντασης του laser είναι ανάλογη του ρυθμού θερμικής αποδόμησης του υλικού (*αναλυτική απόδειξη E. Spyratou et al. 2007*<sup>[81]</sup>).

Η τελική σχέση που δίνει το ρυθμό αποδόμησης συναρτήσει της πυκνότητας ενέργειας της ακτινοβολίας laser στην υπεριώδη περιοχή του φάσματος, καθώς και τα φυσικά μεγέθη που υπεισέρχονται σε αυτή, μαζί με τις μονάδες τους, παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στον πίνακα |5.1|.

$$X = \frac{1}{\alpha_{eff}} \ln \left( \frac{F}{F_{th}} \right) - \frac{1}{D} \cdot \int_{F_{th}}^F \frac{1}{F} \cdot e^{\left(\frac{B}{F}\right)} dF \quad |5.11|$$

$$B = \frac{E_{act} \cdot C_p \cdot d}{R \cdot \alpha_{eff}}$$

<b><math>X(\mu\text{m}/\text{παλμός})</math></b>	ρυθμός αποδόμησης
<b><math>\alpha_{eff}(\text{cm}^{-1})</math></b>	ενεργός συντελεστής απορρόφησης
<b><math>F(\text{J}/\text{cm}^2)</math></b>	πυκνότητα ενέργειας
<b><math>F_{th}(\text{J}/\text{cm}^2)</math></b>	πυκνότητας ενέργειας κατωφλίου
<b><math>D(\text{παλμός}/\mu\text{m})</math></b>	σταθερά
<b><math>E_{act}(\text{kJ}/\text{mol})</math></b>	ενέργεια ενεργοποίησης διαχωρισμού
<b><math>C_p(\text{J}/\text{kg} \cdot \text{K})</math></b>	ειδική θερμοχωρητικότητα
<b><math>d(\text{kg}/\text{m}^3)</math></b>	πυκνότητα του υλικού
<b><math>R(\text{J}/\text{mol})</math></b>	παγκόσμια σταθερά των αερίων

**πίνακας 5.1:** Μοντέλο αποδόμησης πολυμερών με υπεριώδη ακτινοβολία laser

Η διαδικασία που ακολουθήθηκε για τον υπολογιστικό προσδιορισμό των ρυθμών αποδόμησης του κάθε δείγματος ήταν η εξής:

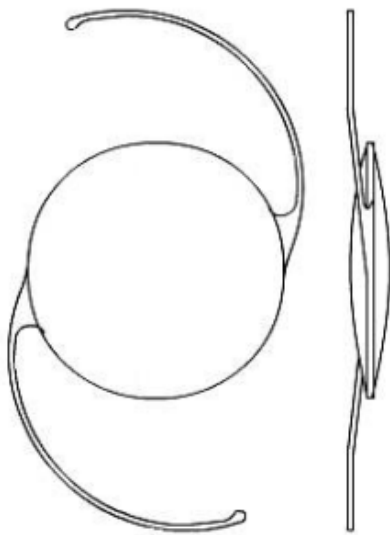
Τα πειραματικά σημεία του ρυθμού αποδόμησης  $X$  προς την μέση πυκνότητα ενέργειας  $F_{av}$  που προέκυψαν από την επεξεργασία των μετρήσεων, εισάγονταν στο εργαλείο προσαρμογής καμπύλων (Curve Fitting Tool) του Matlab. Εισάγοντας μια παραμετρική εξίσωση το συγκεκριμένο πρόγραμμα αναλαμβάνει τον υπολογισμό των κατάλληλων τιμών των παραμέτρων, ώστε να έχουμε την καλύτερη δυνατή προσαρμογή της στα εκάστοτε δεδομένα. Στην περίπτωση της εξίσωσης |5.11| η εξαρτημένη μεταβλητή ήταν ο συνολικός ρυθμός αποδόμησης  $X$  και η ανεξάρτητη η πυκνότητα ενέργειας  $F_{av}$ . Οι παράμετροι, των οποίων οι τιμές υπολογίστηκαν από την προσαρμογή (fitting) της σχέσης |5.11| στα πειραματικά δεδομένα, είναι η πυκνότητα ενέργειας κατωφλίου  $F_{th}$ , ο ενεργός συντελεστής απορρόφησης  $\alpha_{eff}$  καθώς και η σταθερά  $D$ . Ο σχεδιασμός των διαγραμμάτων που περιέχουν τα πειραματικά σημεία με τα σφάλματά τους, καθώς και η βέλτιστη θεωρητική καμπύλη που περνάει από αυτά, έγινε με το πρόγραμμα origin 8.

## 5.5 Ακτινοβολήση δειγμάτων PMMA

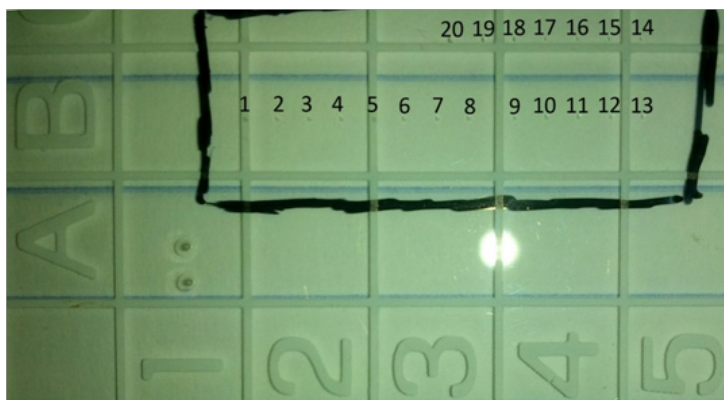
Τα δείγματα από PMMA που ακτινοβολήθηκαν στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας ήταν συνολικά δύο, ένας ενδοφακός τύπου LS-111 της εταιρίας Lenstec και ένα πλακίδιο από το ίδιο υλικό.

Ο ενδοφακός [εικ. 5.9] είναι ενός τεμαχίου, κατασκευασμένος από PMMA (εμπορική ονομασία Perspex CQ). Το σχήμα του είναι διαμορφωμένο από μικροτόρνο με αδαμάντινη ακίδα. Έχει δείκτη διάθλασης  $n=1,491$ , διαπερατότητα στο ορατό φάσμα μεγαλύτερη του 90%, ενώ διαθέτει φίλτρο για την απορρόφηση ακτινοβολίας με μήκος κύματος μικρότερο των  $400nm$ .

Το πλακίδιο από PMMA [εικ. 5.10] ακτινοβολήθηκε κάτω από τις ίδιες συνθήκες με τις οποίες πραγματοποιήθηκαν τα πειράματα αποδόμησης των ενδοφακών. Σχετικά με την αλληλεπίδραση του συγκεκριμένου υλικού με την υπεριώδη ακτινοβολία laser υπάρχει πλούσια βιβλιογραφία. Χρησιμοποιώντας επομένως το συγκεκριμένο δείγμα ως αναφορά, τα πειραματικά αποτελέσματα της εργασίας μπορούν να συσχετιστούν ευκολότερα με εκείνα της βιβλιογραφίας. Επιπλέον το PMMA χρησιμοποιείται ευρέως και ως προσομοιωτής κερατοειδικού ιστού, επιτρέποντας τη σύγκριση του ρυθμού αποδόμησης της 5<sup>ης</sup> αρμονικής του Nd:YAG με το ρυθμό αποδόμησης που επιτυγχάνουν τα συστήματα διαθλαστικής χειρουργικής με laser ArF στα  $193nm$ . Τέλος, το συγκεκριμένο πλακίδιο PMMA χρησιμοποιείται για τη βαθμονόμηση των προαναφερθέντων συστημάτων laser.



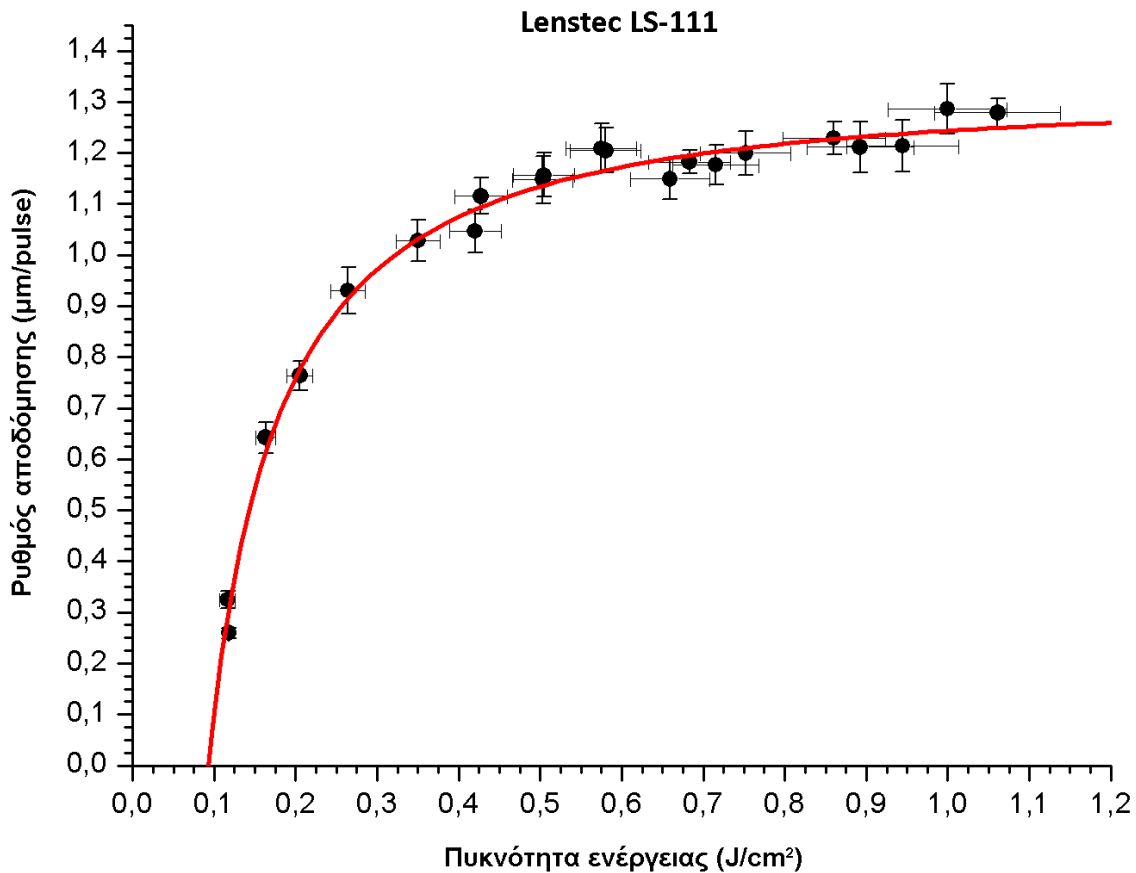
**εικ. 5.9:** Ο PMMA ενδοφακός LS-111 της εταιρίας Lenstec.



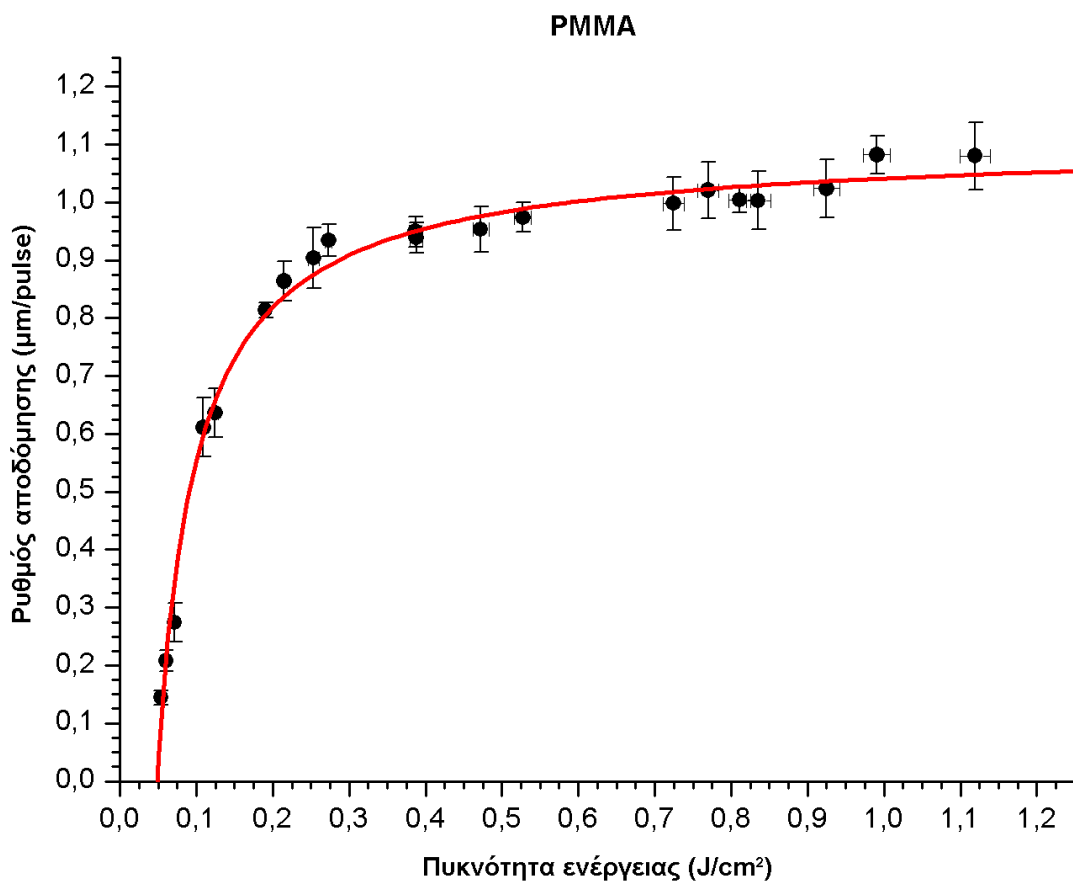
**εικ. 5.10:** Πλακίδιο βαθμονόμησης PMMA. Διακρίνονται αριθμημένα τα σημεία ακτινοβολήσης.

### 5.5.1 Ρυθμοί αποδόμησης δειγμάτων PMMA

Στα παρακάτω διαγράμματα παρουσιάζονται οι ρυθμοί αποδόμησης συναρτήσει της μέσης πυκνότητας ενέργειας του laser για τον ενδοφακό |εικ. 5.11| και το πλακίδιο PMMA |εικ. 5.12| αντίστοιχα. Τα πειραματικά αποτελέσματα συμβολίζονται με μαύρους κύκλους, ενώ η συνεχής καμπύλη προέκυψε από τους θεωρητικούς υπολογισμούς σύμφωνα με τη σχέση 5.11. Οι τιμές των παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν στους αριθμητικούς υπολογισμούς, καθώς και οι τιμές των παραμέτρων που προέκυψαν από την προσαρμογή της σχέσης 5.11 στα πειραματικά σημεία παρουσιάζονται στον πίνακα 5.2.



**εικ. 5.11:** Ρυθμός αποδόμησης του PMMA ενδοφακού Lenstec LS-111 +16.0 D συναρτήσει της πυκνότητας ενέργειας, για ακτινοβολήση με τη χρήση της 5<sup>ης</sup> αρμονικής του Laser Nd:YAG ( $\lambda=213nm$ ). Η συνεχής γραμμή αντιστοιχεί στην καμπύλη προσομοίωσης.

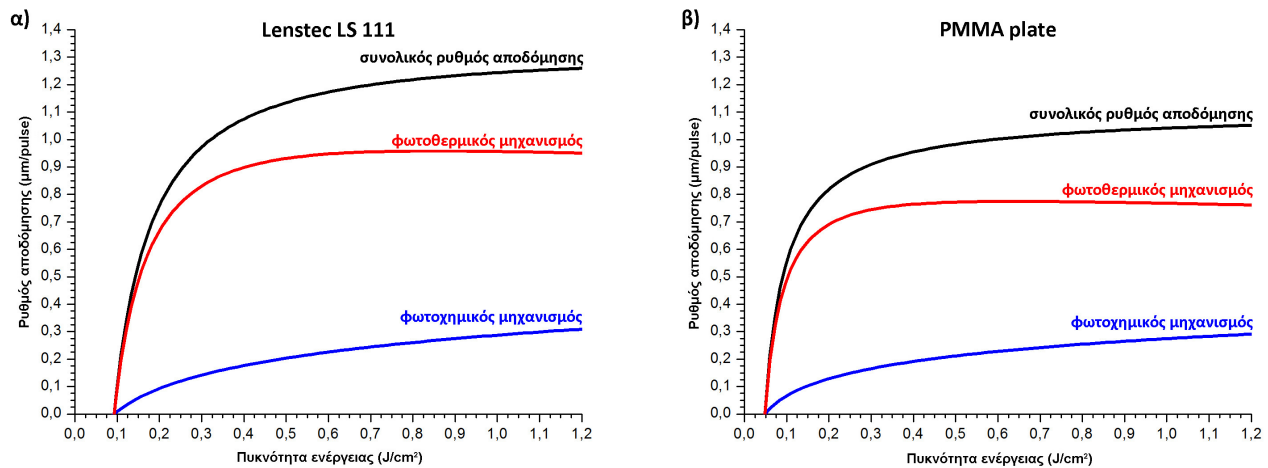


**εικ. 5.12:** Ρυθμός αποδόμησης του PMMA πλακιδίου, συνάρτησι της πυκνότητας ενέργειας, για ακτινοβολήση με τη χρήση της 5<sup>ης</sup> αρμονικής του Laser Nd:YAG ( $\lambda=213nm$ ). Η συνεχής γραμμή αντιστοιχεί στην καμπύλη προσομοίωσης.

	$C_p(J/g \cdot K)^*$	$d(g/m^3)^*$	$E_{act}(kJ/mol)^*$	$D(παλμός/μm)$	$a_{eff}(cm^{-1})$	$F_{th}(J/cm^2)$
Lenstec LS-111	1,47	1,19	348	6,25	$8,28 \times 10^4$	0,093
PMMA calibration Plate				12,45	$11,03 \times 10^4$	0,049

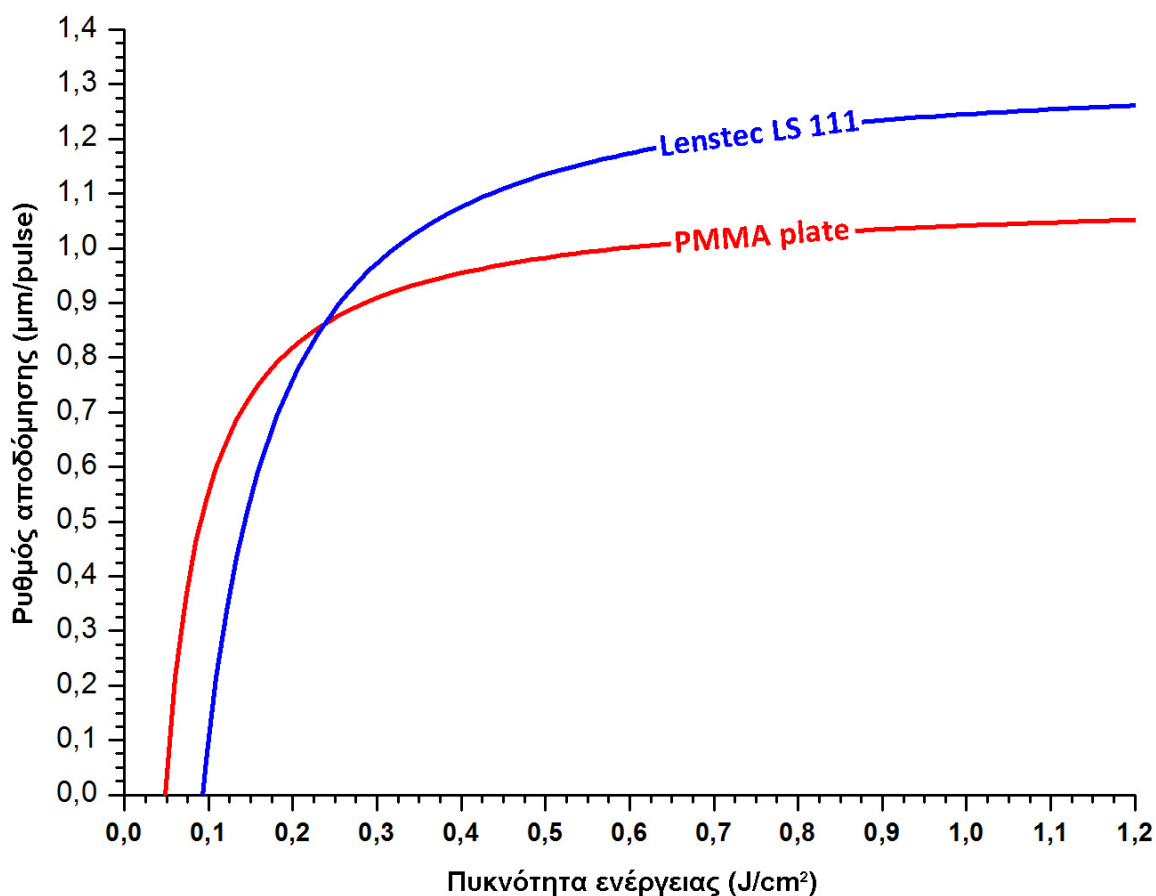
**πίνακας 5.2:** Οι τιμές των παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν στους αριθμητικούς υπολογισμούς στην περίπτωση των PMMA δειγμάτων. (Οι τιμές με \* προέρχονται από τη βιβλιογραφία[35][80][83])

Από τις εικόνες 5.11 και 5.12 παρατηρούμε ότι οι καμπύλες προσομοίωσης ταιριάζουν αρκετά καλά με τα πειραματικά αποτελέσματα, λαμβάνοντας υπόψη και τα όρια των σφαλμάτων. Αυτό μας δείχνει ότι η αποδόμηση του PMMA με παλμούς laser στο συγκεκριμένο μήκος κύματος ( $\lambda=213$ ), δεν μπορεί να θεωρηθεί μια αποκλειστικά φωτοχημική ή φωτοθερμική διαδικασία. Οι δύο κύριοι μηχανισμοί, ο φωτοθερμικός και ο φωτοχημικός, συνυπάρχουν κατά την αποδόμηση του PMMA και συνεισφέρουν στην απομάκρυνση του υλικού. Το μέγεθος της συνεισφοράς του κάθε μηχανισμού στο συνολικό ρυθμό αποδόμησης φαίνεται στην εικόνα 5.13, όπου έχει σχεδιαστεί ξεχωριστά ο φωτοθερμικός και ο φωτοχημικός όρος της εξίσωσης 5.11, για τις περιπτώσεις του PMMA φακού και πλακιδίου αντίστοιχα.



**ΕΙΚ. 5.13:** Απεικόνιση της συνεισφοράς του φωτοθερμικού και του φωτοχημικού μηχανισμού στο συνολικό ρυθμό αποδόμησης του PMMA ενδοφακού α) και του PMMA πλακιδίου β).

Ο ρυθμός αποδόμησης και των δύο δειγμάτων παρουσιάζει μια απότομη αύξηση στις χαμηλές πυκνότητες ενέργειας και τείνει σε ένα πλατό στις υψηλές τιμές. Αυτή η τάση για κορεσμό αποδίδεται κυρίως στην ανάπτυξη πλάσματος, η οποία έγινε αισθητή κατά την διεξαγωγή των πειραμάτων κυρίως για υψηλές τιμές της πυκνότητας ενέργειας.



εικ. 5.14: Σύγκριση των θεωρητικά υπολογισμένων καμπύλων των εικόνων 5.10 και 5.11.

Παρά το γεγονός ότι ο ρυθμός αποδόμησης και των δύο δειγμάτων εμφανίζει σε γενικές γραμμές την ίδια συμπεριφορά, από τις τιμές του πίνακα 5.2 και την εικόνα 5.14 γίνονται αντιληπτές ορισμένες διαφορές. Μια πρώτη διαφορά είναι η υψηλότερη τιμή του κατωφλίου αποδόμησης που εμφανίζει ο PMMA ενδοφακός ( $F_{th}=0,093 \text{ J/cm}^2$ ), έναντι του πλακιδίου ( $F_{th}=0,049 \text{ J/cm}^2$ ). Αυτή η διαφορά στις τιμές της πυκνότητας ενέργειας κατωφλίου, συνδέεται με τη χαμηλότερη τιμή του ενεργού συντελεστή απορρόφησης του ενδοφακού ( $a_{eff} = 8,28 \times 10^4 \text{ cm}^{-1}$ ) σε σύγκριση με την αντίστοιχη τιμή για το πλακίδιο ( $a_{eff} = 11,03 \times 10^4 \text{ cm}^{-1}$ ). Αποκλίσεις αυτής της τάξης μεγέθους μπορούν να αποδοθούν στις διαφορετικές ιδιότητες μεταξύ των δύο PMMA δειγμάτων<sup>[88]</sup>. Οι αποκλίσεις οφείλονται στις ιδιαιτερότητες της μεθόδου παραγωγής του κάθε δείγματος, καθώς και στις επιπλέον προσμειξεις που διαθέτει ο ενδοφακός για το φιλτράρισμα της υπεριώδους ακτινοβολίας.

Στην υφιστάμενη βιβλιογραφία υπάρχουν ελάχιστα πειραματικά δεδομένα σχετικά με την αποδόμηση πολυμερών με την 5<sup>η</sup> αρμονική του laser Nd:YAG.

Για αυτό το λόγο η σύγκριση των τιμών που πίνακα 5.2, γίνεται κυρίως με πειραματικά δεδομένα που έχουν προκύψει από ακτινοβολήση με laser ArF ( $\lambda=193nm$ ). Οι τιμές του ενεργού συντελεστή απορρόφησης  $a_{eff}$  βρίσκονται σε σχετική συμφωνία με αυτές που έχουν αναφερθεί από άλλες ερευνητικές ομάδες κατά την αποδόμηση του PMMA με μήκος κύματος  $193 nm$ <sup>[88],[42],[55]</sup>. Κατά την ακτινοβολήση οργανικών πολυμερών στο ίδιο μήκος κύματος η πυκνότητα ενέργειας κατωφλίου  $F_{th}$ , κυμαίνεται μεταξύ  $20-150 mJ/cm^2$ <sup>[72]</sup>. Οι αποκλίσεις μεταξύ των αποτελεσμάτων των διαφόρων ερευνητικών ομάδων, οφείλονται κυρίως στη μέθοδο προσδιορισμού της πυκνότητας ενέργειας κατωφλίου, στη χημική σύνθεση και δομή των δειγμάτων, καθώς και στις παραμέτρους της ακτινοβολήσης (χρονικό εύρος παλμού laser, επαναληπτικότητα κ.α.). Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω, οι τιμές της πυκνότητας ενέργειας που αναγράφονται στον πίνακα 5.2, συμφωνούν σε μεγάλο βαθμό με τη τιμή των  $65 mJ/cm^2$  που έχει αναφερθεί από τους Fabrice Manns et al.<sup>[59]</sup>, ως το κατώφλι έναρξης της αποδόμησης του PMMA από την 5<sup>η</sup> αρμονική του Nd:YAG.

Ο ρυθμός αποδόμησης του PMMA από παλμούς laser μήκους κύματος  $193nm$  και πυκνότητας ενέργειας  $500 mJ/cm^2$  κυμαίνεται μεταξύ  $0,39$  και  $0,50 \mu m$  ανά παλμό<sup>[20]</sup>. Ο σχεδόν διπλάσιος ρυθμός αποδόμησης που εμφανίστηκε στα δείγματα της παρούσας εργασίας, πιθανότατα οφείλεται στη μεγαλύτερη συμβολή του φωτοθερμικού μηχανισμού στα  $213 nm$ .

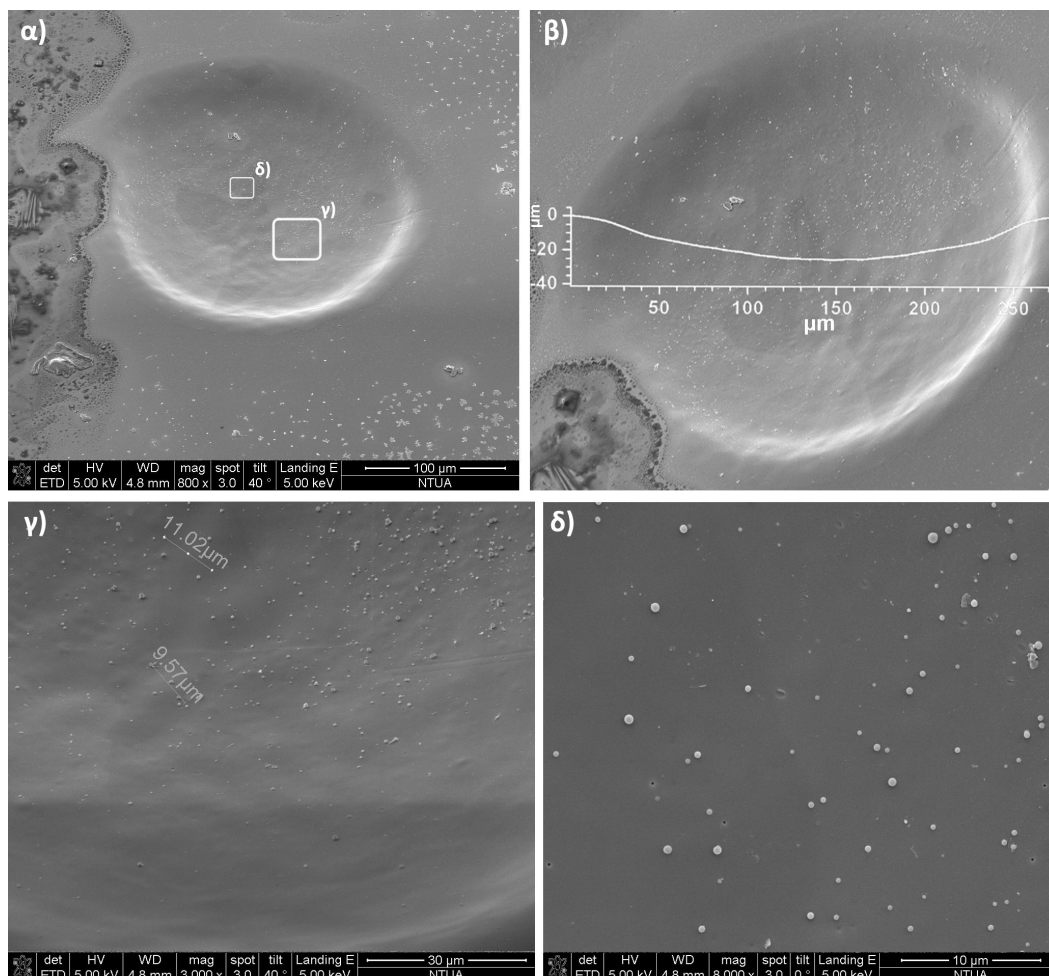
### 5.5.2 Μελέτη ενδοφακού PMMA με τη χρήση ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης

Στην περίπτωση των PMMA δειγμάτων, πραγματοποιήθηκε ποιοτική εξέταση της αποδόμησης μόνο για το δείγμα του ενδοφακού. Παρακάτω παρατίθενται αντιπροσωπευτικές εικόνες ηλεκτρονικής μικροσκοπίας των κρατήρων της ακτινοβολημένης επιφάνειάς του. Στο πάνω δεξιά τμήμα των εικόνων έχει υπερτεθεί το δισδιάστατο προφίλ του εκάστοτε κρατήρα, όπως αυτό προέκυψε από το προφιλόμετρο.

Τα χείλη και τα τοιχώματα των κρατήρων που έχουν ακτινοβοληθεί με υψηλότερη πυκνότητα ενέργειας ( $F>0.3 mJ$ ) και με λίγους παλμούς ( $<50$ ) παρουσιάζουν μια σχετικά λεία επιφάνεια [εικ. 5.15, 5.16]. Η λεία επιφάνεια αποδίδεται στην τήξη του υλικού λόγω θερμικής διάχυσης, η οποία περιορίζεται σε μια απόσταση  $20\mu m$  περίπου, γύρω από τα χείλη του κρατήρα. Επιπλέον στα τοιχώματα και στον πυθμένα διακρίνεται μια ελαφριά κυμάτωση [εικ. 5.15 γ)].



Οι κυματισμοί αυτοί εμφανίζουν μια περιοδικότητα της τάξης των  $10\mu m$  και συνεπώς δεν μπορούν να αποδοθούν σε φαινόμενα συμβολής της προσπίπτουσας και της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Ο σχηματισμός των κυματισμών μπορεί να αποδοθεί στην αναδιοργάνωση του πολυμερούς κατά την ψύξη του.

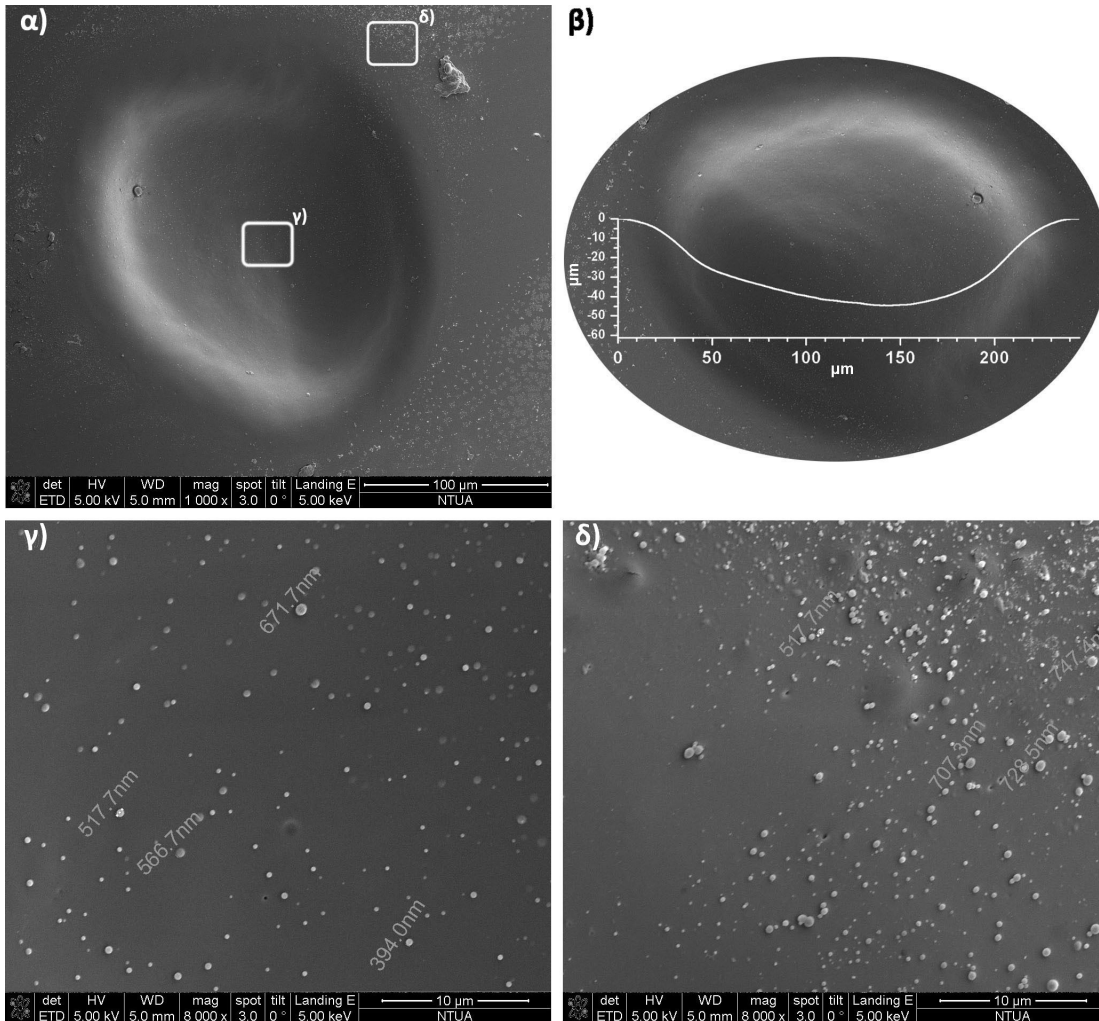


**εικ. 5.15:** Κρατήρας με  $F=1,061J/cm^2$ , 20 παλμούς και  $f=1Hz$  α) Γενική εικόνα του κρατήρα. β) Δισδιάστατο προφίλ του κρατήρα από το προφιλόμετρο. γ) Η επιφάνεια του πυθμένα του κρατήρα. Διακρίνεται ελαφριά κυμάτωση της επιφάνειας δ) Σωματίδια αποδομημένου υλικού στο εσωτερικό του κρατήρα.

Εντός των κρατήρων, αλλά κυρίως γύρω από τα χείλη τους εμφανίζονται σφαιρικά νανοσωματίδια, η διάμετρος των οποίων είναι της τάξης των  $300nm - 800nm$  [εικ. 5.15 δ), 5.16 2γ), δ)]. Τα σωματίδια αυτά αποτελούν υλικό αποδόμησης του πολυμερούς που εναποτέθηκε εκεί μετά την εκρηκτική απομάκρυνση του.

Πιο συγκεκριμένα, φωτόνια ενέργειας μεγαλύτερης των  $3,6 eV$  μπορούν να ξεπεράσουν το φράγμα δυναμικού του PMMA και να προκαλέσουν ηλεκτρονιακή διέγερση του υλικού, η οποία οδηγεί στην αποδόμησή του. Η ενέργεια των  $5,82 eV$  που έχουν τα

φωτόνια της ακτινοβολίας των  $213\text{nm}$  είναι αρκετή, ώστε να προκαλέσει τη διάσπαση των αλυσίδων του πολυμερούς σε αλυσίδες μικρότερου μοριακού βάρους, ή σε μονομερή. Η περίσσεια της ενέργειας που προκάλεσε τη διάσπαση μετατρέπεται σε θερμική, καθώς και σε κινητική ενέργεια των θραυσμάτων.

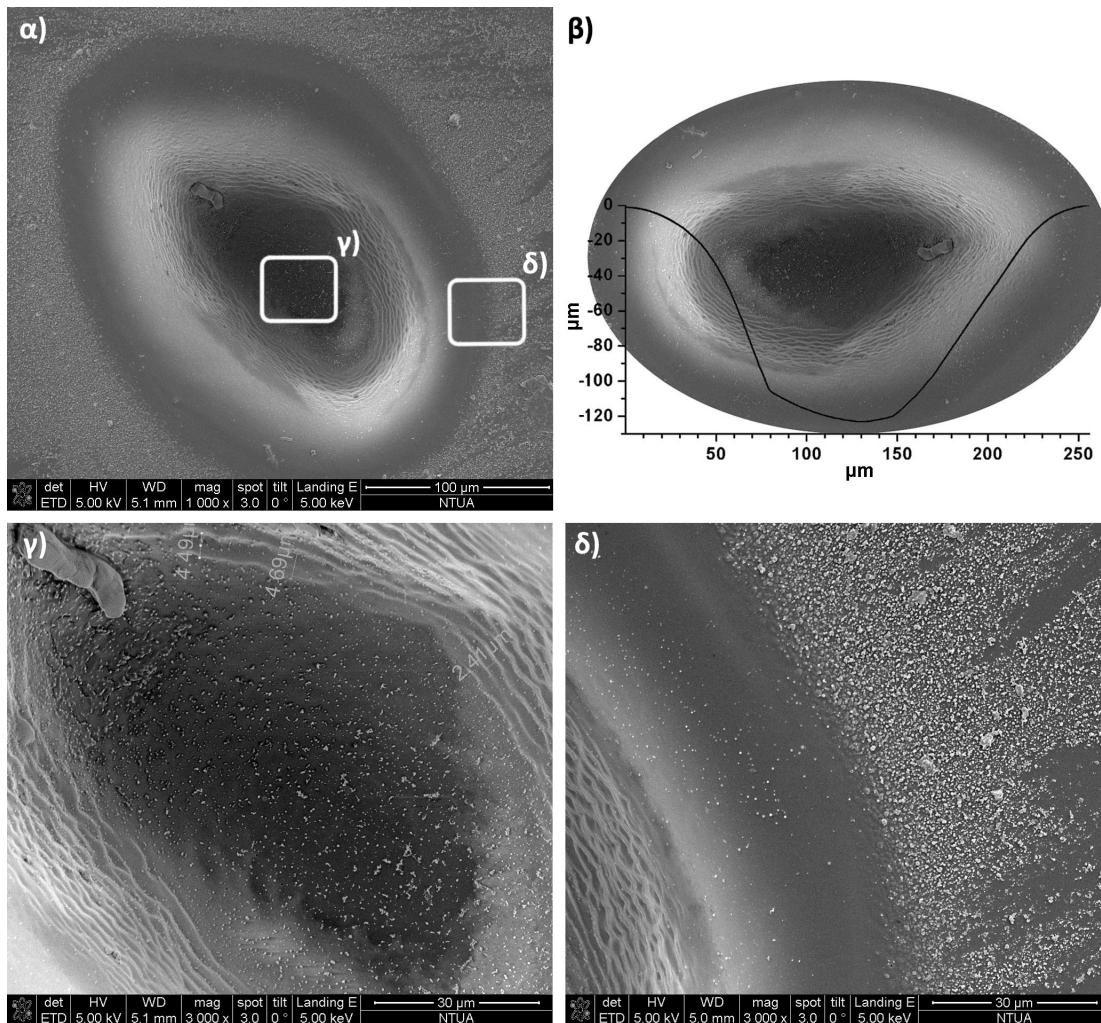


**εικ. 5.16:** Κρατήρας με  $F=0,427\text{ J/cm}^2$ , 40 παλμούς και  $f=1\text{Hz}$  α) Γενική εικόνα του κρατήρα. β) Δισδιάστατο προφίλ του κρατήρα από το προφιλόμετρο. γ) Η επιφάνεια του πυθμένα του κρατήρα, όπου αναγράφονται οι διαστάσεις των θραυσμάτων δ) Σωματίδια αποδομημένου υλικού στο εξωτερικό του κρατήρα. Επιπλέον διακρίνονται αστοχίες της επίστρωσης χρυσού.

Η εμφάνιση των νανοσωματιδίων δείχνει να είναι ανεξάρτητη της πυκνότητας ενέργειας της ακτινοβολίας. Το πλήθος και η πυκνότητα τους είναι πολύ μεγαλύτερα στους κρατήρες που έχουν ακτινοβοληθεί με μεγάλο αριθμό παλμών (εικ 5.17 δ), 5.18 δ). Αυτό είναι αναμενόμενο, αφού στους βαθύτερους κρατήρες έχει αποδομηθεί μεγαλύτερος όγκος υλικού προκαλώντας έτσι περισσότερα θραύσματα.

Η μη ύπαρξη υλικού στην περιοχή κοντά στα χείλη του κρατήρα (εικ 5.17 δ), 5,18 γ),

μπορεί αποδοθεί στην εκτόνωση του πλάσματος με τη μορφή κυμάτων πίεσης, τα οποία θα εμπόδιζαν την επικάθησή τους πολύ κοντά στον κρατήρα. Ο ήχος που προκαλούσε η εκτόνωση του πλάσματος ήταν αντιληπτός κατά τη διάρκεια του πειράματος.

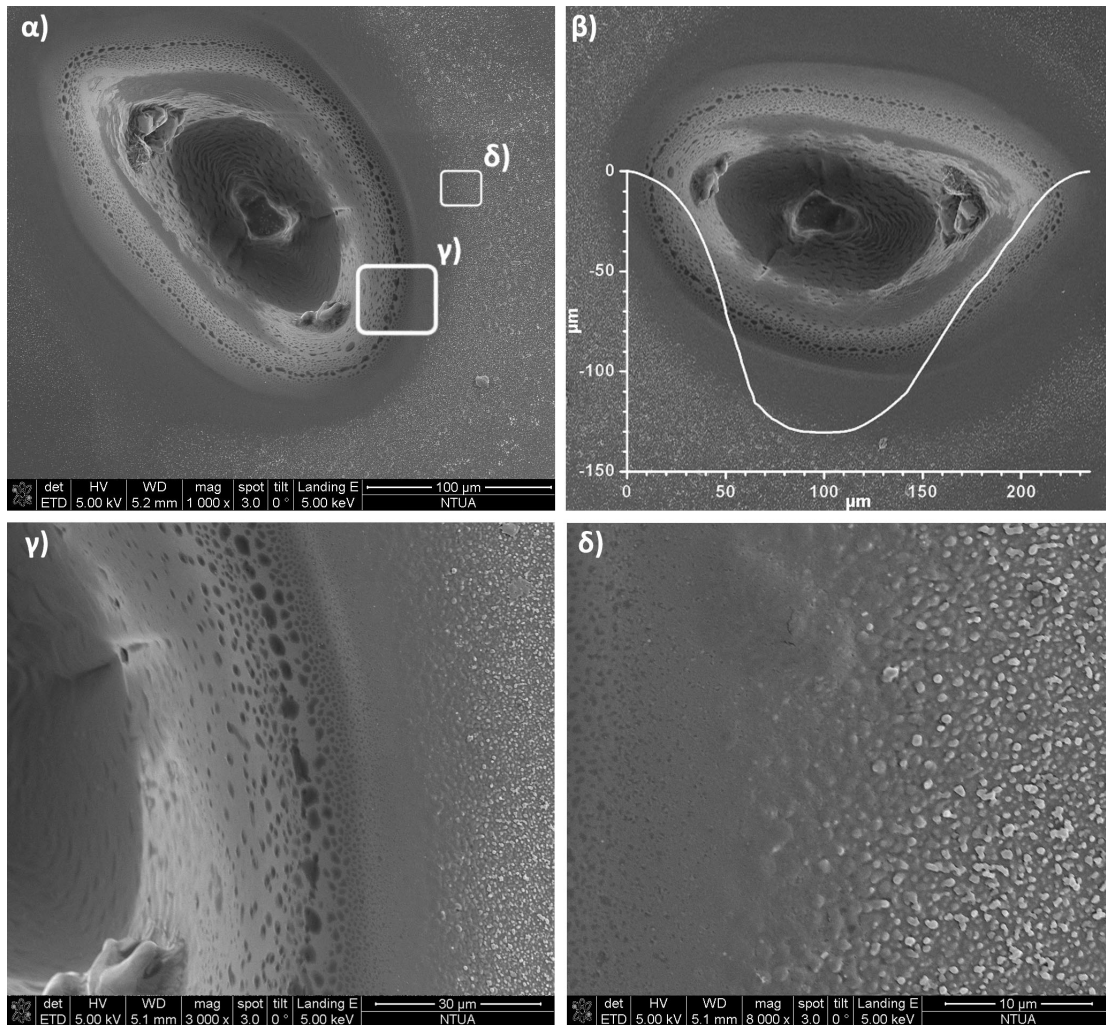


**εικ. 5.17:** Κρατήρας με  $F=0,205 J/cm^2$ , 160 παλμούς και  $f=4Hz$  α) Γενική εικόνα του κρατήρα. β) Δισδιάστατο προφίλ του κρατήρα από το προφιλόμετρο. γ) Το εσωτερικό του κρατήρα. Στο πάνω αριστερό τμήμα διακρίνεται δομή που έχει σχηματιστεί από μη αποδοτική αποδόμηση του υλικού. δ) Τα χείλη του κρατήρα. Διακρίνεται πλήθος θραυσμάτων (debris).

Εντός των κρατήρων που έχουν αποδομηθεί με χαμηλή πυκνότητα ενέργειας διακρίνονται μερικές σχετικά μεγάλου μεγέθους δομές [εικ.5.17 γ), 5.18 γ)]. Οι δομές αυτές εμφανίζονται στα τοιχώματα των κρατήρων. Η εμφάνισή τους πιθανότατα οφείλεται στην χαμηλή πυκνότητα ενέργειας στην περιφέρεια της δέσμης, η οποία βρίσκεται πλησίον της πυκνότητας ενέργειας κατωφλίου. Αυτό έχει ως συνέπεια την μη αποδοτική αποδόμηση των συγκεκριμένων σημείων. Επιπλέον το ακανόνιστο σχήμα

των τοιχωμάτων [εικ. 5.17 γ)] πιθανότατα οφείλεται σε τήξη και επαναστερεωποίησή τους.

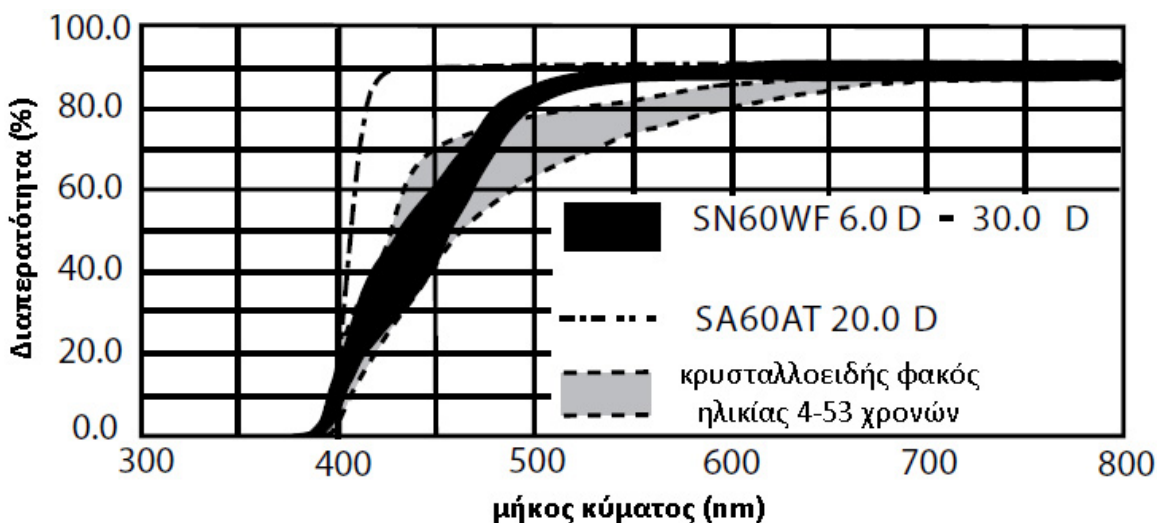
Περιμετρικά στα χείλη του κρατήρα της εικόνας 5.17 εμφανίζονται μαύρες κηλίδες, οι οποίες δεν παρατηρούνται σε κανέναν άλλο κρατήρα. Οι κηλίδες αυτές αποδίδονται σε αστοχία, «σκάσιμο» της επίστρωσης χρυσού, λόγω του υψηλού κενού που επικρατεί εντός του θαλάμου του ηλεκτρονικού μικροσκοπίου. Αστοχία της επίστρωσης του χρυσού διακρίνεται και στην εικόνα 5.16 δ), όπου τμήματα της επιφάνειας του δείγματος εμφανίζονται φουσκωμένα.



**εικ. 5.18:** Κρατήρας με  $F=0,118 J/cm^2$ , 500 παλμούς και 5 Hz α) Γενική εικόνα του κρατήρα. β) Δισδιάστατο προφίλ του κρατήρα από το προφιλόμετρο. γ) Τα εσωτερικά τοιχώματα και χείλη του κρατήρα. Στο κάτω δεξιά τμήμα διακρίνεται δομή που έχει σχηματιστεί από μη αποδοτική αποδόμηση του υλικού. Οι μαύρες κηλίδες αποδίδονται σε αστοχία, της επίστρωσης χρυσού δ) Περιοχή έξω από τα χείλη του κρατήρα. Διακρίνεται μεγάλο πλήθος θραυσμάτων (debris).

## 5.6 Ακτινοβόληση υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών

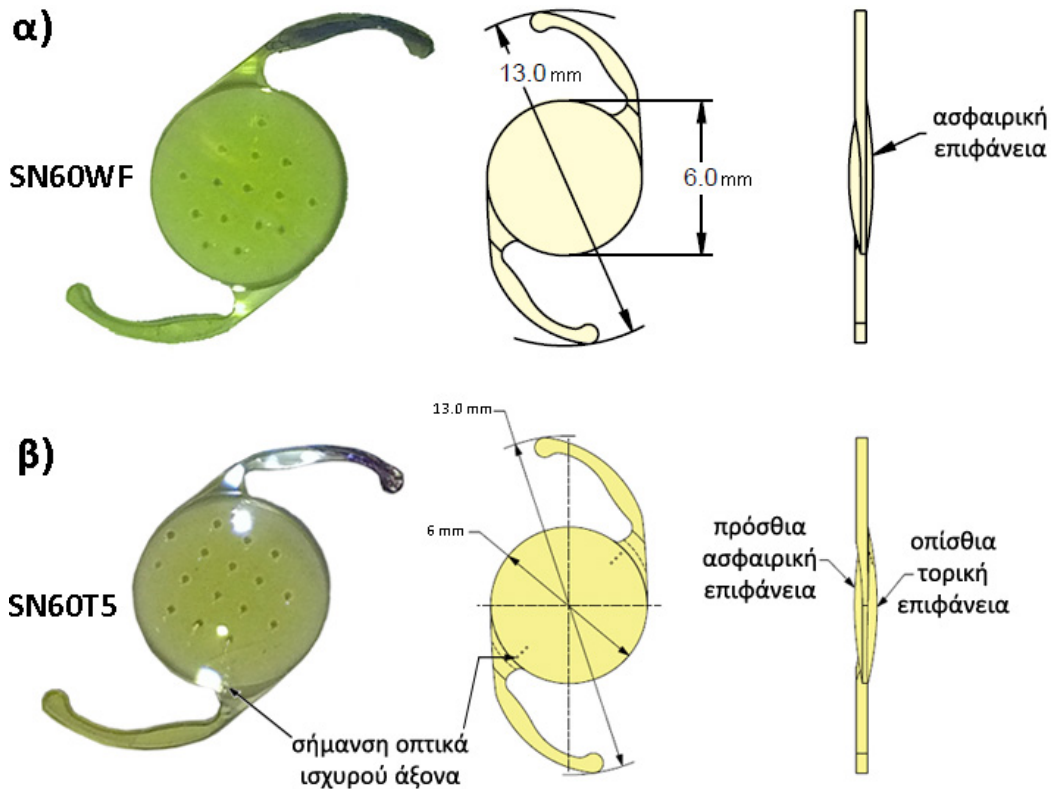
Οι ενδοφακοί τύπου SN60WF και SN60T5 [εικ. 5.20] της εταιρίας Alcon είναι κατασκευασμένοι από υδρόφοβο ακρυλικό με υψηλό δείκτη διάθλασης ( $n=1.55$ )<sup>[3]</sup>. Το χαρακτηριστικό τους χρώμα οφείλεται στην προσθήκη ειδικού κίτρινου χρωμοφόρου. Χάρης σε αυτό, η απορρόφηση του φωτός στην περιοχή μεταξύ  $400nm$  και  $475nm$  είναι παρόμοια με αυτή του ανθρωπινού κρυσταλλοειδούς φακού<sup>[2]</sup> [εικ. 5.19]. Η διαπερατότητα του φακού σε μικρότερα μήκη κύματος είναι ουσιαστικά μηδενική, προσφέροντας προστασία στον κρυσταλλοειδή φακό από την υπεριώδη ακτινοβολία μεταξύ  $400$  και  $320nm$ , περιοχή στην οποία είναι διαπερατός ο κερατοειδής.



**εικ. 5.19:** Καμπύλη φασματικής διαπερατότητας του ενδοφακού SN60WF και του ανθρωπινού κρυσταλλοειδούς φακού. [εικόνα τροποποιημένη από [2]]

Ο Alcon SN60T5 [εικ. 5.20 β)] είναι ένας τορικός ενδοφακός με τον οποίο, εκτός από την αποκατάσταση της διαθλαστικής ικανότητας του οφθαλμού μετά την εγχείρηση καταρράκτη, επιτυγχάνεται και διόρθωση του κερατοειδικού αστιγματισμού. Η εμπρόσθια επιφάνεια του είναι σχεδιασμένη με αρνητική σφαιρική εκτροπή, όπως και στην περίπτωση του μοντέλου SN60WF, ώστε να αντισταθμίζεται η θετική σφαιρική εκτροπή του κερατοειδούς. Το τορικό στοιχείο βρίσκεται στην πίσω επιφάνειά του, η οποία σημειώνεται με τρία εντυπώματα στα σημεία σύνδεσης απτικού/οπτικού τμήματος. Η νοητή γραμμή που σχηματίζουν οι ενδείξεις αυτές προσδιορίζει το λιγότερο διαθλαστικό μεσημβρινό του οπτικού τμήματος του ενδοφακού, ο οποίος πρέπει να ευθυγραμμιστεί με τον οπτικά ισχυρότερο κερατοειδικό άξονα.

Συνολικά πραγματοποιήθηκε ακτινοβολήση τεσσάρων υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών, δύο τύπου SN60WF οπτικής ισχύος 10,0 και 18,0 D αντίστοιχα και δύο τύπου SN60T5 οπτικής ισχύος 12,5 και 14,5 D.



**εικ. 5.20:** Οι δύο τύποι υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών που ακτινοβολήθηκαν στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας.

α) SN60WF

β) SN60T5. Διακρίνονται τα εντυπώματα στην επιφάνειά του για την σήμανση του οπτικά ισχυρότερου άξονα.

### 5.6.1 Ρυθμοί αποδόμησης υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών

Οι τιμές των παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν στους αριθμητικούς υπολογισμούς και προέρχονται από τη βιβλιογραφία, καθώς και οι τιμές που προέκυψαν από την προσαρμογή της εξίσωσης 5.11 στα πειραματικά δεδομένα παρουσιάζονται στον πίνακα 5.3.

Alcon SN60WF	$C_p$ (J/g·K)*	$d$ (g/m <sup>3</sup> )*	$E_{act}$ (kJ/mol)*	D(παλμός/μm)	$a_{eff}$ (cm <sup>-1</sup> )	$F_{th}$ (J/cm <sup>2</sup> )	
18,0 D	1,47	1,4	348	$2,00 \times 10^4$	$5,75 \times 10^4$	0,031	
10,0 D				$1,65 \times 10^4$	$5,70 \times 10^4$	0,026	
Alcon SN60T5							
14,5 D				$1,32 \times 10^4$	$5,84 \times 10^4$	0,028	
12,5 D				$6,91 \times 10^4$	$4,09 \times 10^4$	0,069	

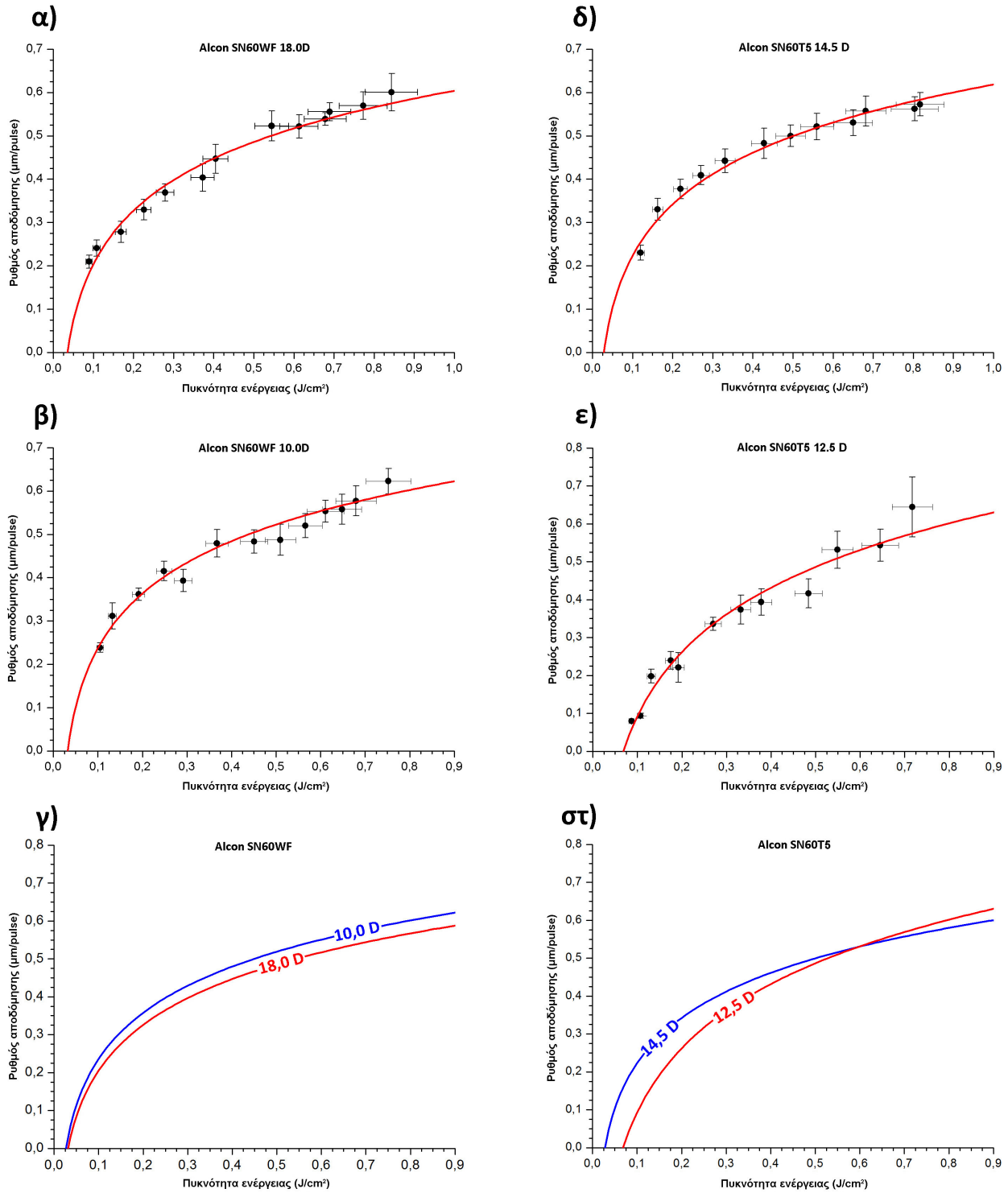
**πίνακας 5.3:** Οι τιμές των παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν στους αριθμητικούς υπολογισμούς στην περίπτωση των υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών. (Οι τιμές με \* προέρχονται από τη βιβλιογραφία [38] [39][80])

Στα διαγράμματα της εικόνας 5.21 παρουσιάζονται οι ρυθμοί αποδόμησης των ενδοφακών συναρτήσει της μέσης πυκνότητας ενέργειας. Οι συνεχείς γραμμές αντιστοιχούν στις καμπύλες προσομοίωσης που προέκυψαν από τους θεωρητικούς υπολογισμούς.

Παρατηρούμε ότι οι καμπύλες προσομοίωσης ταιριάζουν αρκετά καλά με τα πειραματικά αποτελέσματα, λαμβάνοντας υπόψη και τα όρια των σφαλμάτων. Οι θεωρητικές καμπύλες των ενδοφακών τύπου SN60WF παρουσιάζουν παρόμοια συμπεριφορά, που χαρακτηρίζεται από απότομη αύξηση του ρυθμού αποδόμησης για χαμηλές τιμές της πυκνότητας ενέργειας και τάση για κορεσμό στις μεσαίες και υψηλές τιμές (εικ. 5.21 γ).

Η παρόμοια αυτή συμπεριφορά αντικατοπτρίζεται και στις παραπλήσιες τιμές της πυκνότητας ενέργειας κατωφλίου και του ενεργού συντελεστή απορρόφησης. Συγκεκριμένα το κατώφλι αποδόμησης για τον φακό των 10,0 D βρέθηκε ίσο με 0,026 J/cm<sup>2</sup>, ενώ για τον φακό των 18,0 D ίσο με 0,031 J/cm<sup>2</sup>. Ακόμα μεγαλύτερη συμφωνία υπάρχει μεταξύ των τιμών του ενεργού συντελεστή απορρόφησης, ο οποίος προέκυψε ίσος με  $5,70 \times 10^4$  cm<sup>-1</sup> και  $5,75 \times 10^4$  για τον ενδοφακό οπτικής ισχύος 10,0 D και 18,0 D αντίστοιχα. Η τιμή του παράγοντα D βρέθηκε και στις δύο περιπτώσεις πολύ υψηλή ( $1,65 \times 10^4$  και  $2,00 \times 10^4$  pulse/μm αντίστοιχα), γεγονός που υποδεικνύει ότι ο φωτοθερμικός όρος της εξίσωσης 5.11 συμβάλει ελάχιστα σε σχέση με τον φωτοχημικό. Σύμφωνα με το εφαρμοζόμενο θεωρητικό μοντέλο, αναμένουμε κυριαρχία του φωτοχημικού μηχανισμού και περιορισμένα θερμικά φαινόμενα.

Οι μεγαλύτεροι ρυθμοί αποδόμησης που εμφανίζονται στην περίπτωση του φακού των 10,0 D μπορούν να αποδοθούν, εκτός από τα σφάλματα των πειραματικών τους σημείων και στη μικρότερη καμπυλότητά του.



**εικ. 5.21:** Ρυθμοί αποδόμησης των υδρόφωβων ακρυλικών ενδοφακών συναρτήσει της πυκνότητας ενέργειας, για ακτινοβολή με τη χρήση της 5ης αρμονικής του Laser ND:YAG ( $\lambda=213\text{nm}$ ). Οι συνεχείς γραμμές αντιστοιχούν στις καμπύλες προσομοίωσης.

α) Alcon SN60WF 18,0 D

γ) Alcon SN60T5 14,5 D

β) Alcon SN60WF 10,0 D

δ) Alcon SN60T5 12,5 D

γ)-στ) Σύγκριση μεταξύ των καμπύλων προσομοίωσης των ρυθμών αποδόμησης των ενδοφακών τύπου SN60WF και SN60T5 αντιστοίχα



Η αύξηση της γωνίας πρόσπτωσης της δέσμης laser στην επιφάνεια ενός δείγματος προκαλεί μείωση του ρυθμού αποδόμησης<sup>[71]</sup>. Στο φακό με τις λιγότερες διοπτρίες, η γωνία πρόσπτωσης είναι κατά μέσο όρο μικρότερη, με αποτέλεσμα τον μεγαλύτερο ρυθμό αποδόμησης.

Οι θεωρητικές καμπύλες των ενδοφακών τύπου SN60T5 (εικ. 5.21 δ)-στ) εμφανίζουν παρόμοια συμπεριφορά με τους ενδοφακούς τύπου SN60WF. Από την εφαρμογή του θεωρητικού μοντέλου προκύπτουν ίδιας τάξης μεγέθους τιμές για τον ενεργό συντελεστή απορρόφησης των δύο δειγμάτων ( $5,84 \times 10^4 \text{ cm}^{-1}$  και  $4,09 \times 10^4 \text{ cm}^{-1}$  για τον 14,5 D και 12,5 D ενδοφακό αντίστοιχα).

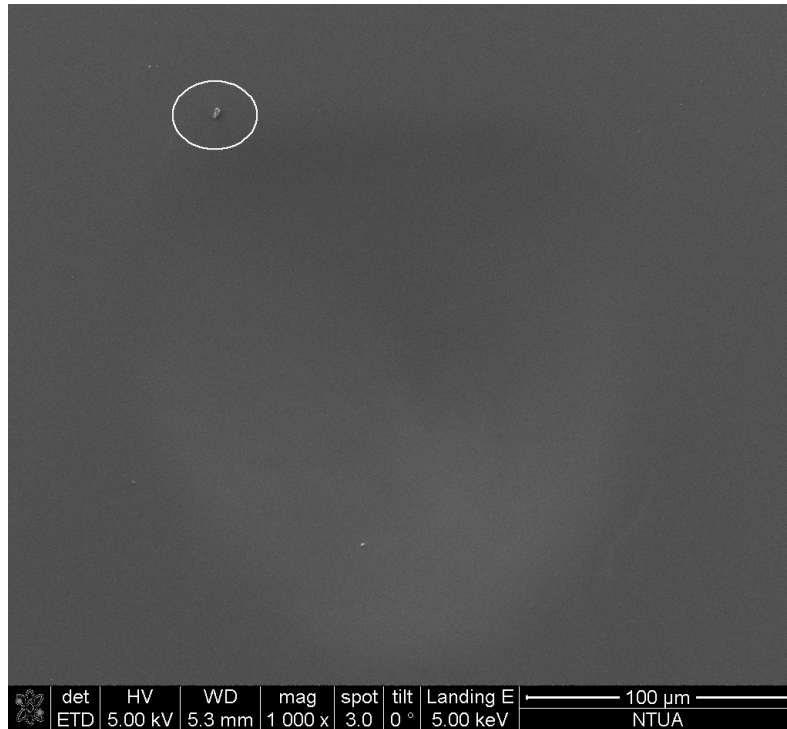
Αποκλίσεις εμφανίζονται στην περιοχή των χαμηλών τιμών της πυκνότητας ενέργειας, όπου ο 14,5 D ενδοφακός εμφανίζει μεγαλύτερο ρυθμό αποδόμησης σε σχέση με τον 12,5 D. Αυτό επηρεάζει και την τιμή της πυκνότητας ενέργειας κατωφλίου, η οποία υπολογίστηκε στα  $0,028 \text{ J/cm}^2$  έναντι των  $0,069 \text{ J/cm}^2$  για το δείγμα των 14,5 D και 12,5 D αντίστοιχα. Οι αποκλίσεις αυτές πιθανότατα οφείλονται στο πλήθος των παλμών που δέχθηκε το κάθε δείγμα. Πιο συγκεκριμένα τα σημεία της επιφάνειας του 14,5 D ενδοφακού που ακτινοβολήθηκαν με χαμηλή πυκνότητα ενέργειας δεχθήκαν υπερδιπλάσιους παλμούς (120 αντί για 50 παλμούς), σε σχέση με τα αντίστοιχα σημεία του 12,5 D ενδοφακού.

Σε χαμηλές πυκνότητες ενέργειας παρατηρούνται φαινόμενα επώασης [κεφ. 1.1], δηλαδή οι αρχικοί παλμοί του laser είναι λιγότερο αποδοτικοί στην αποδόμηση του υλικού. Όταν ο αριθμός των παλμών είναι μικρός, τα φαινόμενα επώασης επηρεάζουν σε μεγαλύτερο βαθμό την τιμή του ρυθμού αποδόμησης, με αποτέλεσμα η τελευταία να υπολογίζεται μικρότερη σε σύγκριση με την περίπτωση που έχουμε μεγάλο αριθμό παλμών. Συνεπώς ο 12,5 D που ακτινοβολήθηκε με λιγότερους παλμούς θα εμφανίζει μικρότερο ρυθμό αποδόμησης στις χαμηλές πυκνότητες ενέργειας, λόγω φαινομένων επώασης.

### 5.6.2 Μελέτη υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών με τη χρήση ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης

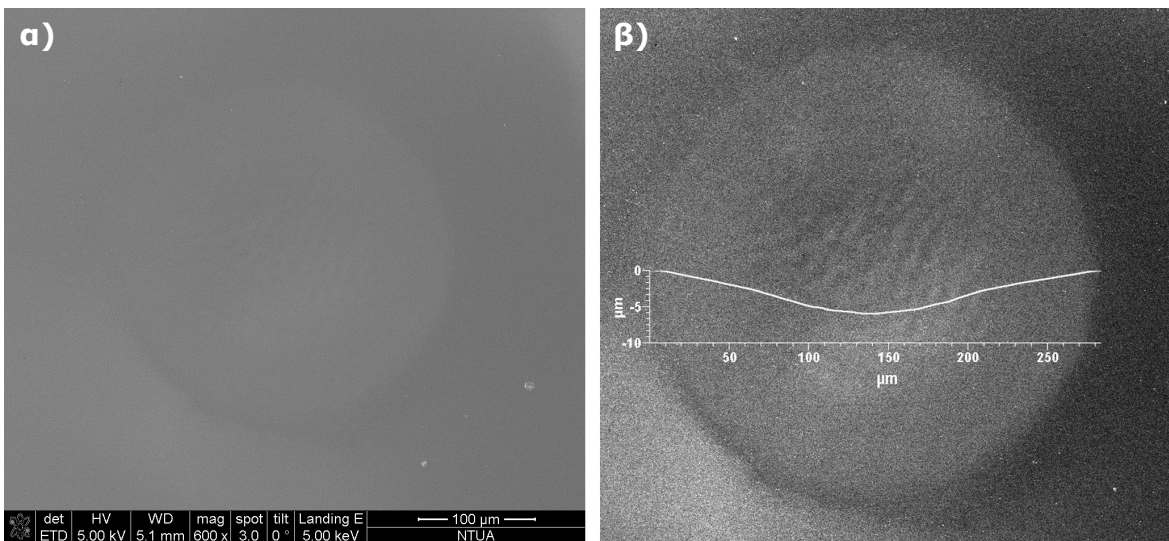
Συνολικά οι κρατήσεις των υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών παρουσίασαν πολύ ικανοποιητική εικόνα. Η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας της  $5^{η}$  αρμονικής του Nd:YAG με την επιφάνεια των υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών είχε ως αποτέλεσμα κρατήσεις τόσο καλής ποιότητας, που η εξέτασή τους με το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο

ήταν δύσκολη. Όπως γίνεται εμφανές από τις εικόνες 5.22, 5.23 α) τα όρια του κρατήρα είναι σχεδόν ανεπαίσθητα. Το γεγονός ότι διακρίνεται ευκρινώς το σωματίδιο (πιθανότατα σκόνη) που βρίσκεται στα όρια του κρατήρα |εικ. 5.22| και επισημαίνεται με άσπρο κύκλο στην εικόνα, επιβεβαιώνει ότι έχουμε πετύχει καλή εστίαση στην επιφάνεια του δείγματος.

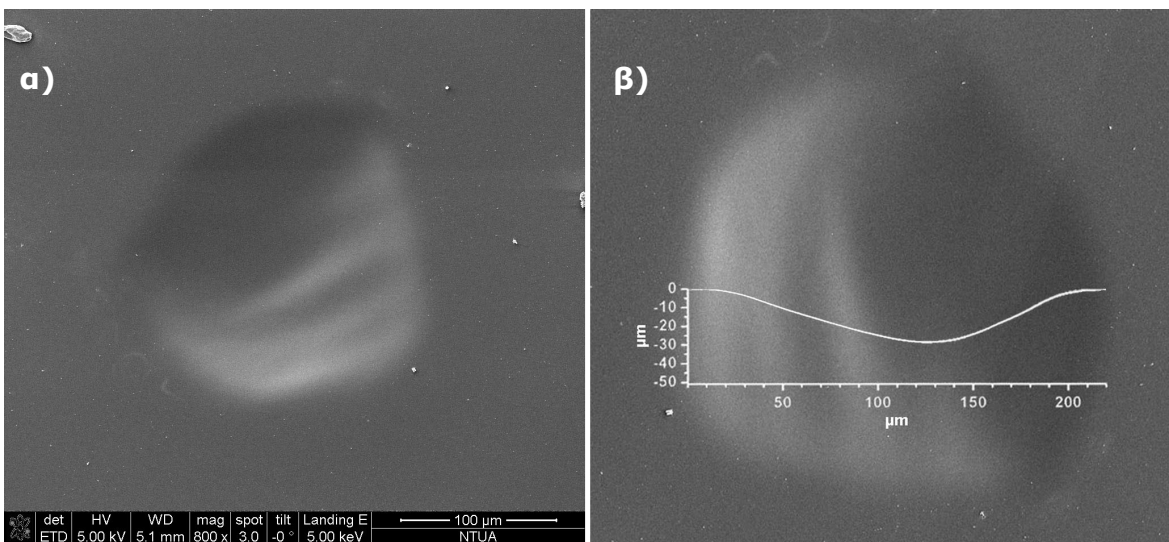


**εικ. 5.22:** Κρατήρας με  $F=0,131 J/cm^2$ , 50 παλμούς και  $f=1Hz$ . Τα όρια του κρατήρα είναι δυσδιάκριτα λόγω της καλής ποιότητας της δομής του. Το γεγονός ότι το σωματίδιο στα όρια του κρατήρα (λευκός κύκλος) είναι ευδιάκριτο, επιβεβαιώνει την καλή εστίαση του ηλεκτρονικού μικροσκοπίου στην επιφάνεια του δείγματος.

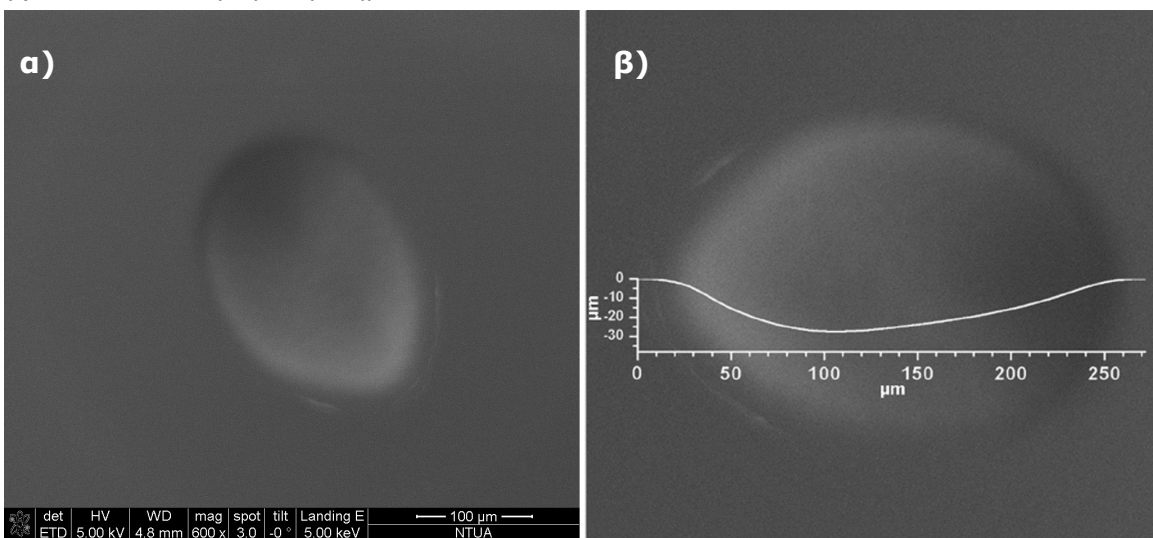
Για να γίνουν πιο ευδιάκριτα τα χαρακτηριστικά των κρατήρων της επιφάνειας ήταν απαραίτητη η αύξηση της αντίθεσης των εικόνων από τις ρυθμίσεις του ηλεκτρονικού μικροσκοπίου |εικ 5.22 β)| σε σχέση με τα άλλα δείγματα. Για αυτό το λόγο οι περισσότερες εικόνες από τους υδρόφοβους ακρυλικούς εμφανίζουν περισσότερο θόρυβο σε σύγκριση με τις εικόνες από τους φακούς PMMA και σιλικόνης. Στην κεντρική περιοχή των κρατήρων παρατηρούνται κυματισμοί (ρυτιδώσεις) το μέγεθος των οποίων είναι της τάξης των  $5-15 \mu m$  |εικ 5.22 β), 5.26|. Οι κυματισμοί δεν μπορούν να αποδοθούν σε φαινόμενα συμβολής της προσπίπτουσας και της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, αφού οι διαστάσεις τους είναι πολύ μεγαλύτερες του μήκους κύματός της. Οι κυματισμοί αυτοί φαίνεται ότι εξαρτώνται από την πυκνότητα ενέργειας.



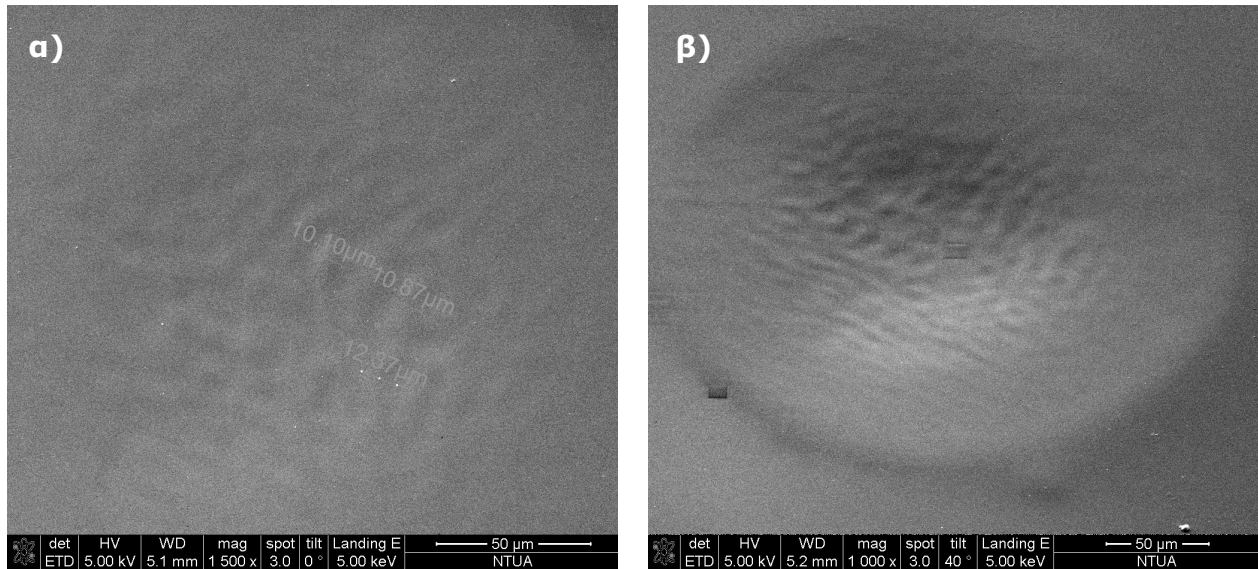
**εικ. 5.23:** Κρατήρας με  $F=0,844 J/cm^2$ , 10 παλμούς και  $f=1Hz$ . α) Γενική εικόνα του κρατήρα. Τα όρια του κρατήρα είναι δυσδιάκριτα λόγω της καλής ποιότητας της δομής του. β) Δισδιάστατο προφίλ του κρατήρα. Διακρίνονται ρυτιδώσεις στο κέντρο του. Η αντίθεση της εικόνας έχει ενισχυθεί.



**εικ. 5.24:** Κρατήρας με  $F=0,105 J/cm^2$ , 120 παλμούς και  $f=1Hz$ . α) Γενική εικόνα κρατήρα. β) Δισδιάστατο προφίλ κρατήρα.



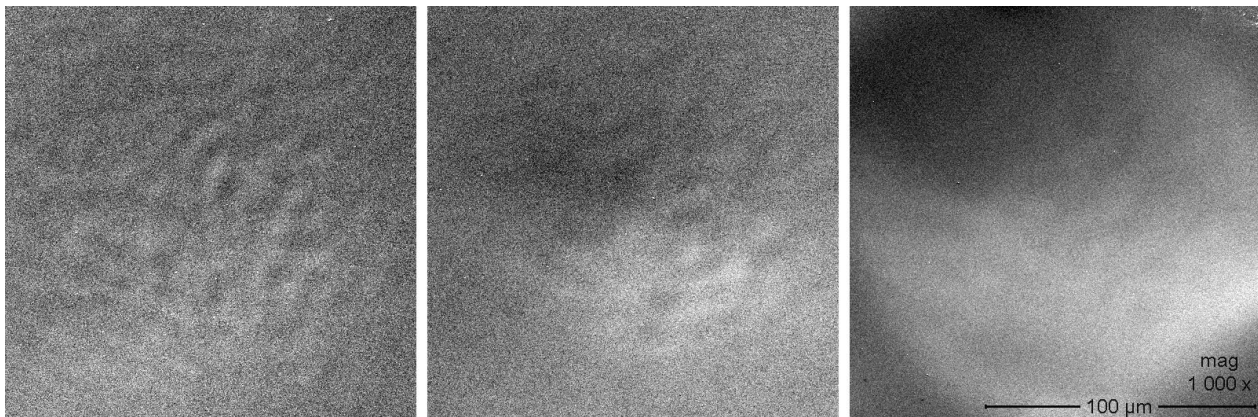
**εικ. 5.25:** Κρατήρας με  $F=0,121 J/cm^2$ , 120 παλμούς και  $f=5 Hz$ . α) Γενική εικόνα κρατήρα. β) Δισδιάστατο προφίλ κρατήρα.



**εικ. 5.26:** α) Πυθμένες κρατήρα με  $F=0,689 \text{ mJ/cm}^2$ , 10 παλμούς και  $f=1\text{Hz}$ . Διακρίνονται κυματισμοί στην επιφάνειά του. β) Πυθμένες κρατήρα με  $F=0,844 \text{ mJ/cm}^2$ , 10 παλμούς και  $f=1\text{Hz}$ . Λήψη εικόνας από το ίδιο κρατήρα με κλίση  $40^\circ$ . Οι ρυτιδώσεις διακρίνονται καλύτερα.

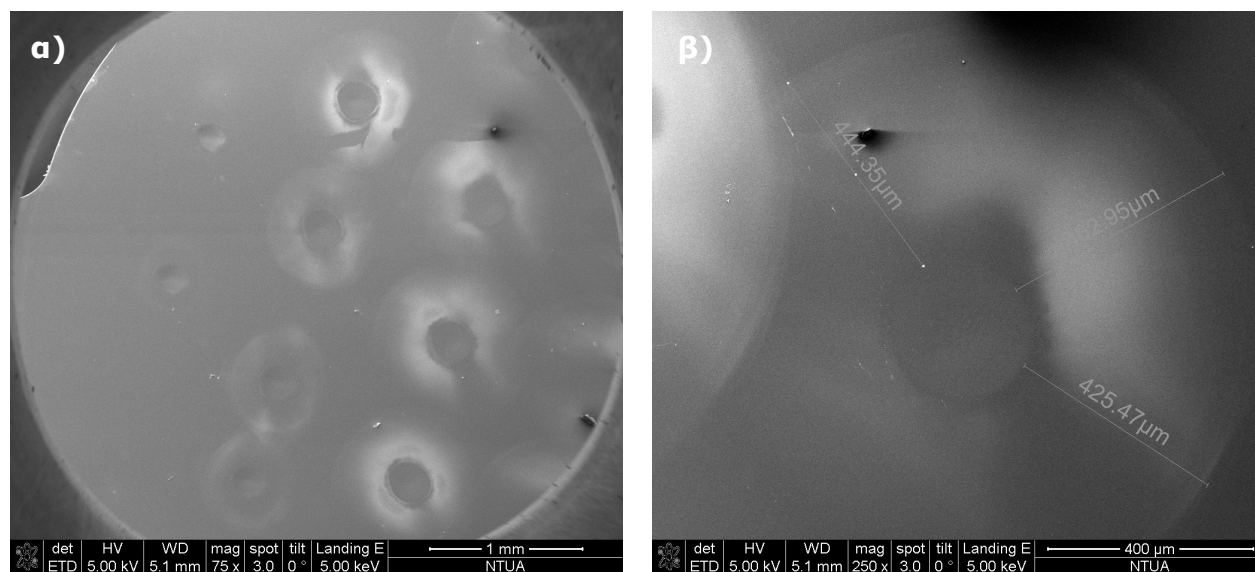
Όπως φαίνεται και από την εικόνα 5.27 οι κυματισμοί εξασθενούν με τη μείωση της πυκνότητας ενέργειας. Επιπλέον το φαινόμενο είναι εντονότερο στο κέντρο των κρατήρων όπου η πυκνότητα ενέργειας έχει τη μέγιστη τιμή της.

Παρόλο που ο φωτοθερμικός μηχανισμός δεν φαίνεται να συμμετέχει ενεργά στην αποδόμηση, οι υψηλές θερμοκρασίες που αναπτύσσονται στο κέντρο των κρατήρων, όπου η πυκνότητα ενέργειας μεγιστοποιείται, είναι ικανές να προκαλέσουν τήξη της επιφάνειας. Η πιθανότερη εξήγηση για τους κυματισμούς είναι ότι η εμφάνιση τους οφείλεται στην αναδιοργάνωση του πολυμερούς κατά την ψύξη του μετά την ακτινοβολήση. Το ύψος τους ήταν αρκετά μικρό, ώστε να μη εντοπίζονται στο δισδιάστατο προφίλ του κρατήρα που λαμβάνονταν από το προφιλόμετρο.



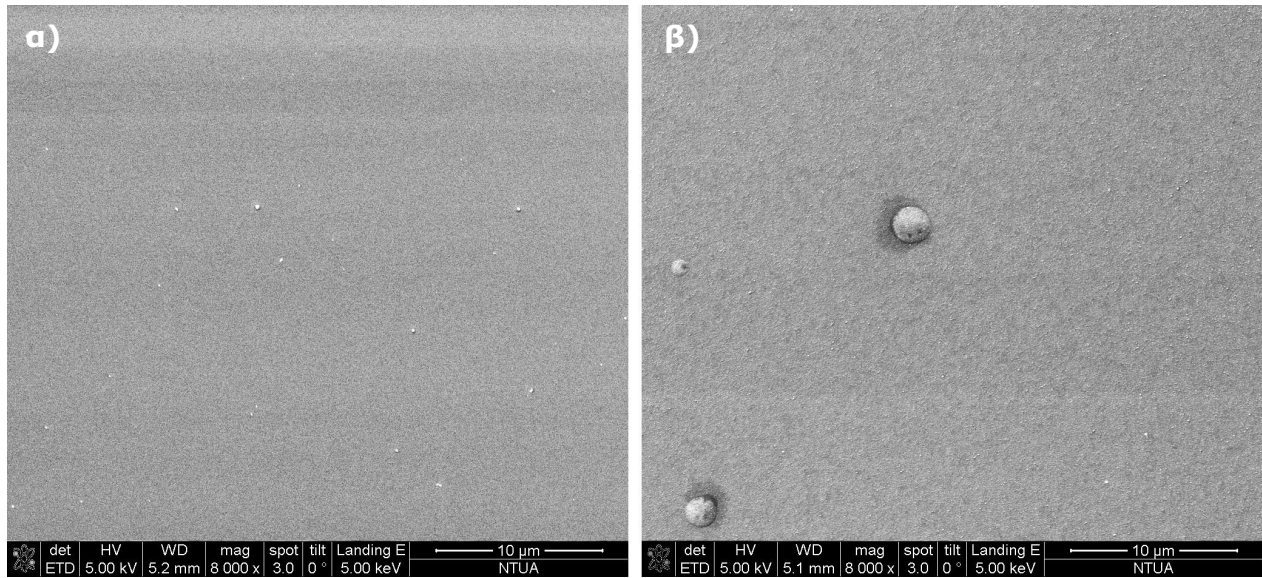
**εικ. 5.27:** Εικόνες SEM από τους πυθμένες κρατήρων διαφορετικής πυκνότητας ενέργειας. Από αριστερά προς τα δεξιά:  $0,689 \text{ J/cm}^2$ ,  $0,373 \text{ J/cm}^2$ ,  $0,089 \text{ J/cm}^2$ . Παρατηρούμε ότι οι κυματισμοί ελαττώνονται με την πυκνότητα ενέργειας.

Γύρω από τους περισσότερους κρατήρες διακρίνεται ένας δακτύλιος όπου η επιφάνεια του υλικού εμφανίζεται αλλοιωμένη [εικόνες 5.28 α), β)]. Η παρουσία του δακτυλίου δείχνει να σχετίζεται κυρίως με την πυκνότητα ενέργειας. Η έκτασή του είναι μεγάλη στους κρατήρες που έχουν ακτινοβοληθεί με μεγάλη πυκνότητα ενέργειας [εικόνα 5.28 α) δεξιά πλευρά], ενώ αντίστοιχα ελαττώνεται και φτάνει να εξαφανίζεται τελείως όσο η πυκνότητα ενέργειας μειώνεται. [εικόνα 5.28 α) αριστερή πλευρά].

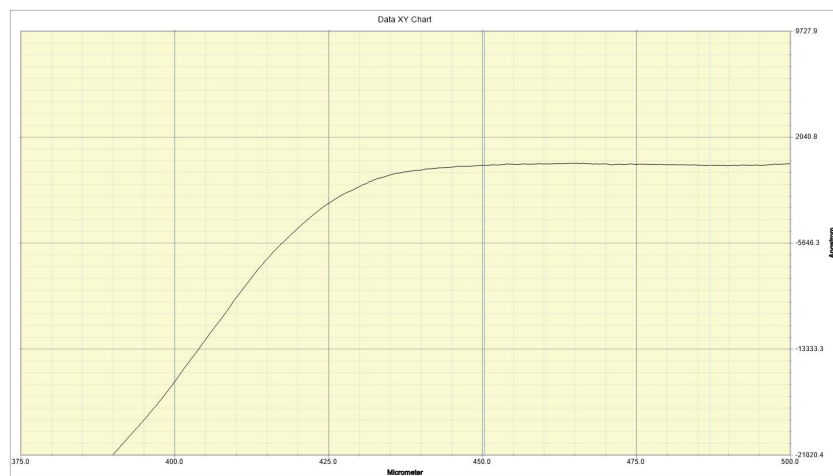


**εικ. 5.28:** α) Γενική άποψη του ακτινοβολημένου φακού SN60WF 18,0 D. Γύρω από τους κρατήρες διακρίνεται ένα δακτύλιος, όπου η επιφάνεια του υλικού δείχνει αλλοιωμένη. Ο δακτύλιος αυτός ελαχιστοποιείται στους κρατήρες με μικρή πυκνότητα ενέργειας (αριστερά). β) Ο δακτύλιος γύρω από κρατήρα με  $F=0,690 \text{ mJ/cm}^2$ , 10 παλμούς και  $f=1 \text{ Hz}$ . Διακρίνονται οι μετρήσεις του πάχους του δακτυλίου γύρω από τον κρατήρα.

Συγκρίνοντας σε μεγέθυνση 8000x την ανέπαφη επιφάνεια του ενδοφακού με την επιφάνεια του δακτυλίου γύρω από τον κρατήρα, παρατηρούμε ότι η τελευταία εμφανίζεται να έχει μεγαλύτερη τραχύτητα. [εικ. 5.29 β)] Επιπλέον κάνουν αραιά την εμφάνισή τους κάποια θραύσματα με μέγεθος της τάξης του μικρόμετρου ( $\mu\text{m}$ ). Η αλλοιωμένη περιοχή των δακτυλίων θα μπορούσε να οφείλεται σε διάχυση θερμότητας. Η μεγάλη όμως έκτασή τους γύρω από τους κρατήρες [εικ. 5.28 β)] σε συνδυασμό με την απουσία έντονων φωτοθερμικών φαινομένων, μας οδηγεί στο να απορρίψουμε αυτό το ενδεχόμενο. Επιπλέον από τις μετρήσεις με το προφιλόμετρο δεν παρατηρείται διόγκωση στα χείλη του κρατήρα [εικ. 5.30] που θα υποδείκνυε εκτεταμένη τήξη του υλικού. Λόγω της μεθόδου παραγωγής της 5<sup>ης</sup> αρμονικής του laser, που περιγράφεται στο κεφάλαιο 1.2.5, εμφανίζεται στην έξοδο του πολύ εξασθενημένη η 2<sup>η</sup> αρμονική του με μήκος κύματος  $\lambda=532 \text{ nm}$ . Οι αλλοιώσεις αυτές γύρω από τους κρατήρες πιθανότατα προκαλούνται από την παρουσία της 2<sup>ης</sup> αρμονικής στην έξοδο.



**εικ. 5.29:** Σύγκριση σε μεγέθυνση 8000x μεταξύ της επιφάνειας του α) μη ακτινοβολημένου τμήματος του ενδοφακού με την επιφάνεια του δακτυλίου της εικόνας 5.28 β). Παρατηρούμε ότι η επιφάνεια του δακτυλίου εμφανίζει μεγαλύτερη τραχύτητα.



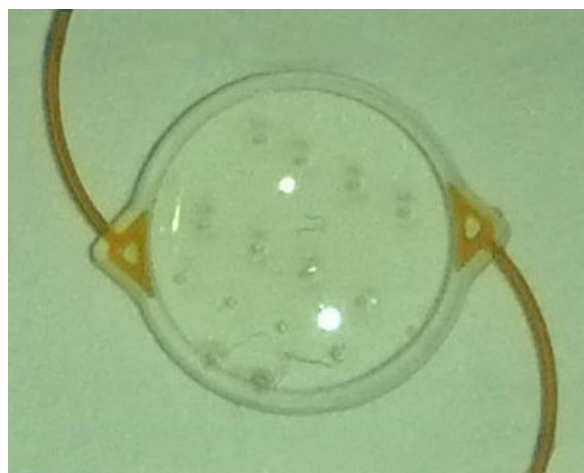
**εικ. 5.30:** Δισδιάστατο προφίλ κρατήρα ακρυλικού ενδοφακού εστιασμένο στη περιοχή κοντά στα χείλη του. Δεν παρατηρείται διόγκωσή τους λόγω της επίδρασης θερμικών φαινομένων

Έτσι δικαιολογείται και η μεγάλη έκτασή τους γύρω από τους κρατήρες καθώς η ακτινοβολία της 2<sup>ης</sup> αρμονικής σχηματίζει μεγαλύτερο spot στο σημείο εστίασης της 5<sup>ης</sup> αρμονικής.

Συνολικά η αποδόμηση των υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών παρουσίασε τα καλύτερα ποιοτικά αποτελέσματα από κάθε άλλο δείγμα. Οι κρατήρες που ακτινοβολήθηκαν με χαμηλή πυκνότητα ενέργειας [εικ. 5.24, 5.25], δηλαδή στη γραμμική περιοχή των διαγραμμάτων της εικόνας 5.21 εμφανίζουν τα καλύτερα χαρακτηριστικά αποδόμησης. Δεν διακρίνεται κανενός είδους θερμική αλλοίωση, ούτε θραύσματα εκτιναγμένου αποδομημένου υλικού εντός ή στην περιφέρεια των κρατήρων.

## 5.7 Ακτινοβόληση ενδοφακού σιλικόνης

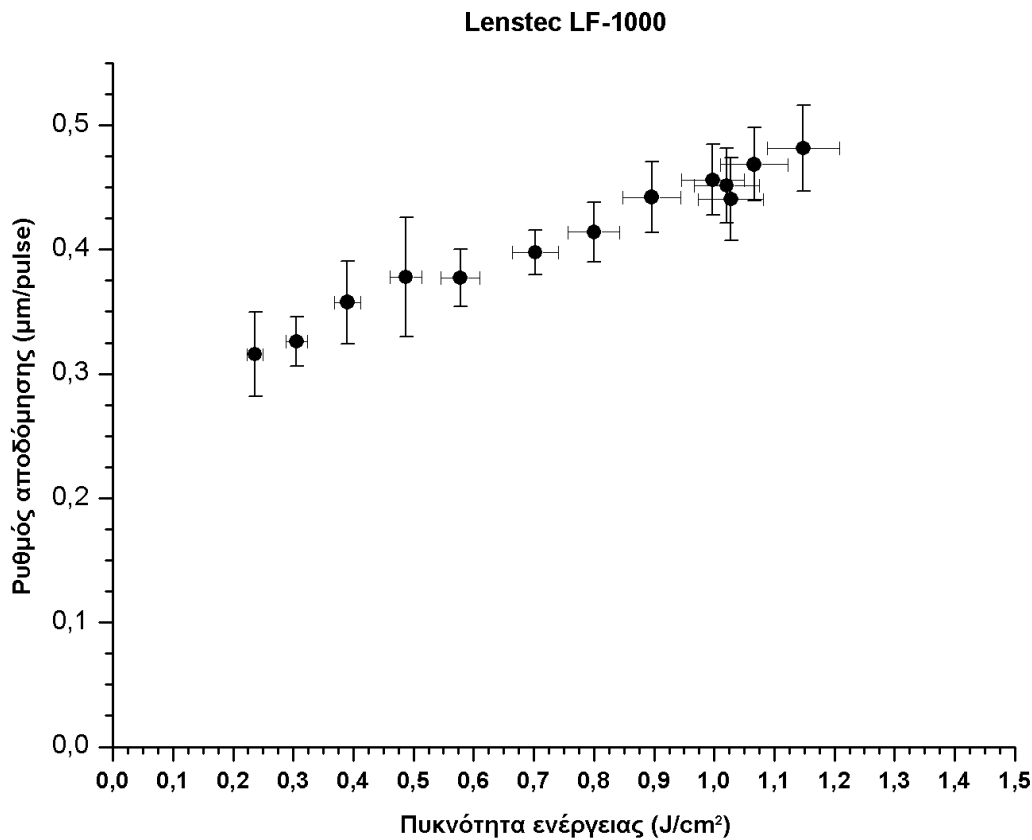
Ο Lenstec LF-1000 είναι ένας ενδοφακός τριών τεμαχίων, του οποίου το κύριο τμήμα είναι κατασκευασμένο από σιλικόνη, ενώ οι αγκύλες στήριξης είναι από πολυιμίδιο [εικ 5.31]. Ο δείκτης διάθλασης ενός ενδοφακού σιλικόνης είναι της τάξης του  $1,47^{[78]}$ . Ο φακός που ακτινοβολήθηκε είχε οπτική ισχύ  $23,5 D$ .



**εικ. 5.31:** Ο ενδοφακός σιλικόνης LS-111 της εταιρίας Lenstec μετά την ακτινοβόλησή του.

### 5.7.1 Ρυθμός αποδόμησης ενδοφακού σιλικόνης

Στο διάγραμμα της εικόνας 5.32 παρουσιάζονται τα πειραματικά σημεία του ρυθμού αποδόμησης προς την πυκνότητα ενέργειας μαζί με τα σφάλματά τους. Όπως προκύπτει και από ο διάγραμμα δεν παρατηρήθηκε απότομη μείωση του ρυθμού αποδόμησης στις χαμηλές τιμές της πυκνότητας ενέργειας, όπως στην περίπτωση των άλλων δειγμάτων. Αυτό οφείλεται στο ότι ακόμα και η χαμηλότερη τιμή πυκνότητας ενέργειας ( $F=0.237 J/cm^2$ ) για την οποία ακτινοβολήθηκε ο φακός δεν βρίσκεται κοντά στο κατώφλι αποδόμησης του. Από την προσαρμογή της εξίσωσης 5.11 στα συγκεκριμένα πειραματικά δεδομένα δεν ήταν δυνατή η εξαγωγή αξιόπιστων τιμών για τις παραμέτρους που προκύπτουν από αυτή, όπως είναι ο ενεργός συντελεστής απορρόφησης και η πυκνότητα ενέργειας κατωφλίου. Το μόνο ασφαλές συμπέρασμα που μπορούμε να εξάγουμε από τα συγκεκριμένα δεδομένα, είναι ότι στο εύρος τιμών πυκνότητας ενέργειας μεταξύ  $0,5$  και  $1 J/cm^2$  ο ρυθμός αποδόμησης του ενδοφακού σιλικόνης είναι περίπου 25% χαμηλότερος από τον αντίστοιχο των ακρυλικών ενδοφακών και κατά  $2/3$  μικρότερος από του PMMA.

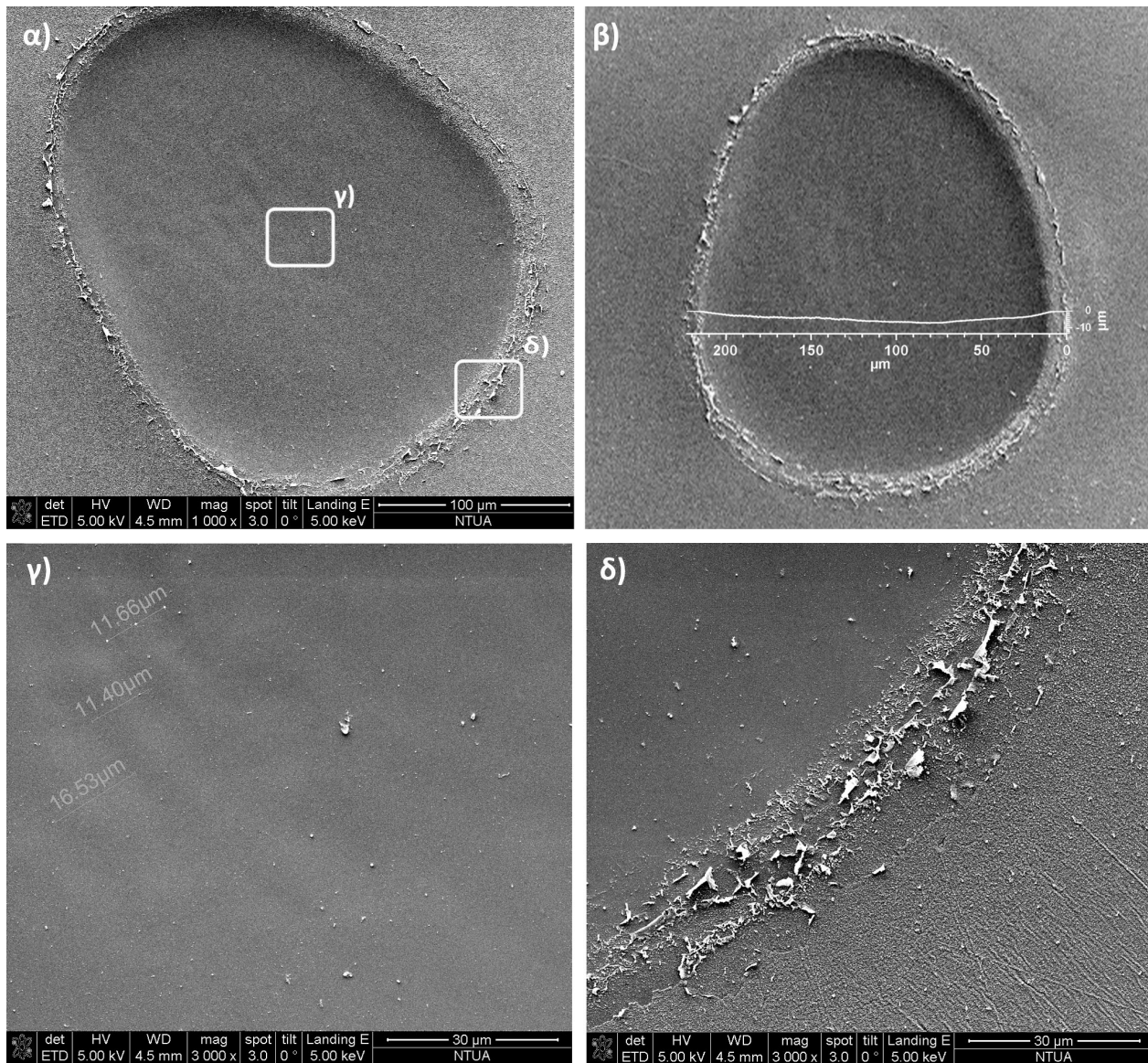


**εικ. 5.32:** Ρυθμός αποδόμησης του ενδοφακού σιλικόνης LS-111 συναρτήσει της πυκνότητας ενέργειας, για ακτινοβολήση με τη χρήση της 5ης αρμονικής του Laser ND:YAG ( $\lambda=213\text{nm}$ ).

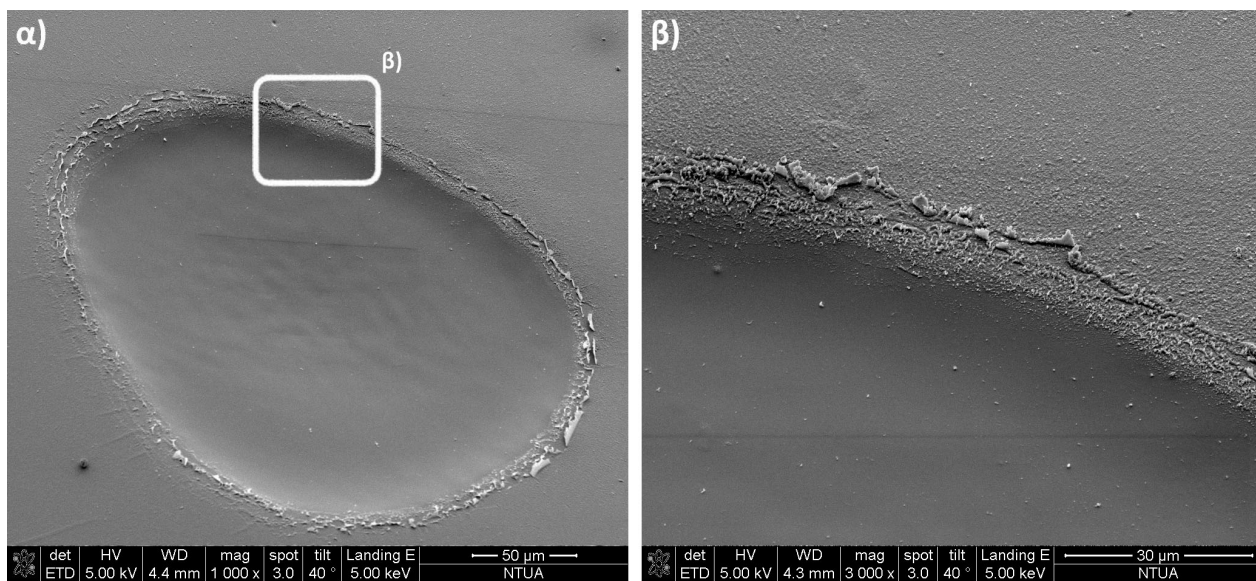
### 5.7.2 Μελέτη ενδοφακού σιλικόνης με τη χρήση ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης

Παρά το γεγονός ότι ενδοφακός σιλικόνης παρουσιάζει το μικρότερο ρυθμό αποδόμησης, ακόμα οι κρατήρες στην επιφάνειά του διακρίνονται πολύ καθαρά (εικόνες 5.33 α), 5.34 α)|. Η επιφάνεια στο εσωτερικό των κρατήρων είναι ιδιαίτερα λεία (εικ. 5.33 γ)|, περισσότερο και από τα μη ακτινοβολημένα τμήματα του φακού. (εικ. 5.33 δ), 5.34 β)| Επιπλέον διακρίνονται κυματισμοί της τάξης των  $10\ \mu\text{m}$  περίπου, αντίστοιχοι με αυτούς που εμφανίζονται και στους άλλους φακούς (εικ 5.33 γ)|. Γύρω από τα χείλη των κρατήρων παρατηρούνται θραύσματα τηγμένου και επαναστερεοποιημένου υλικού του πολυμερούς (εικ. 5.33 δ)|. Τα παραπάνω καταδεικνύουν την έντονη συνεισφορά του φωτοθερμικού μηχανισμού κατά την φωτοαποδόμηση.

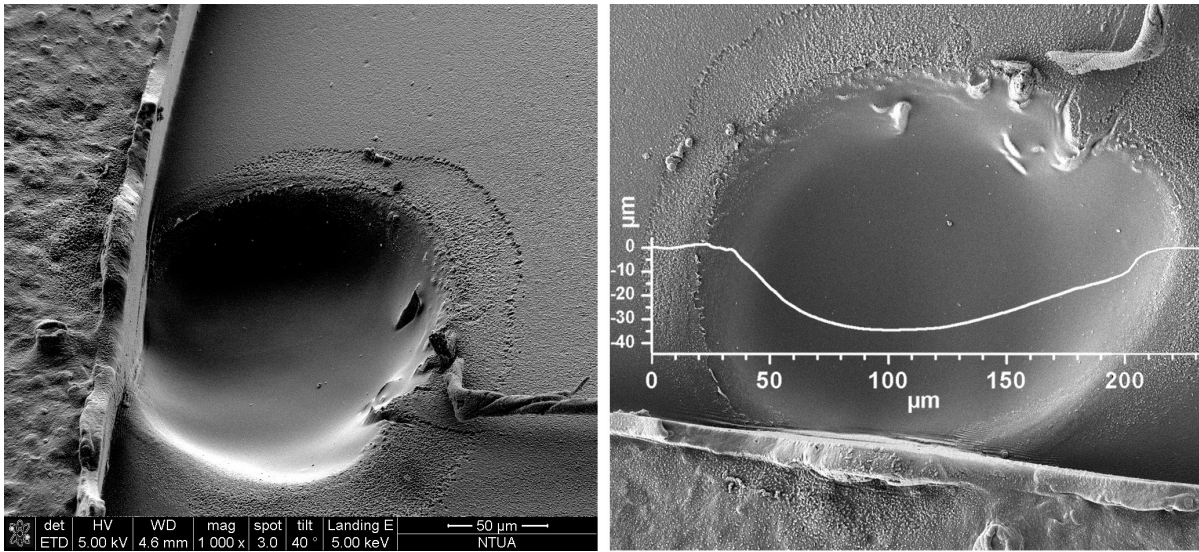




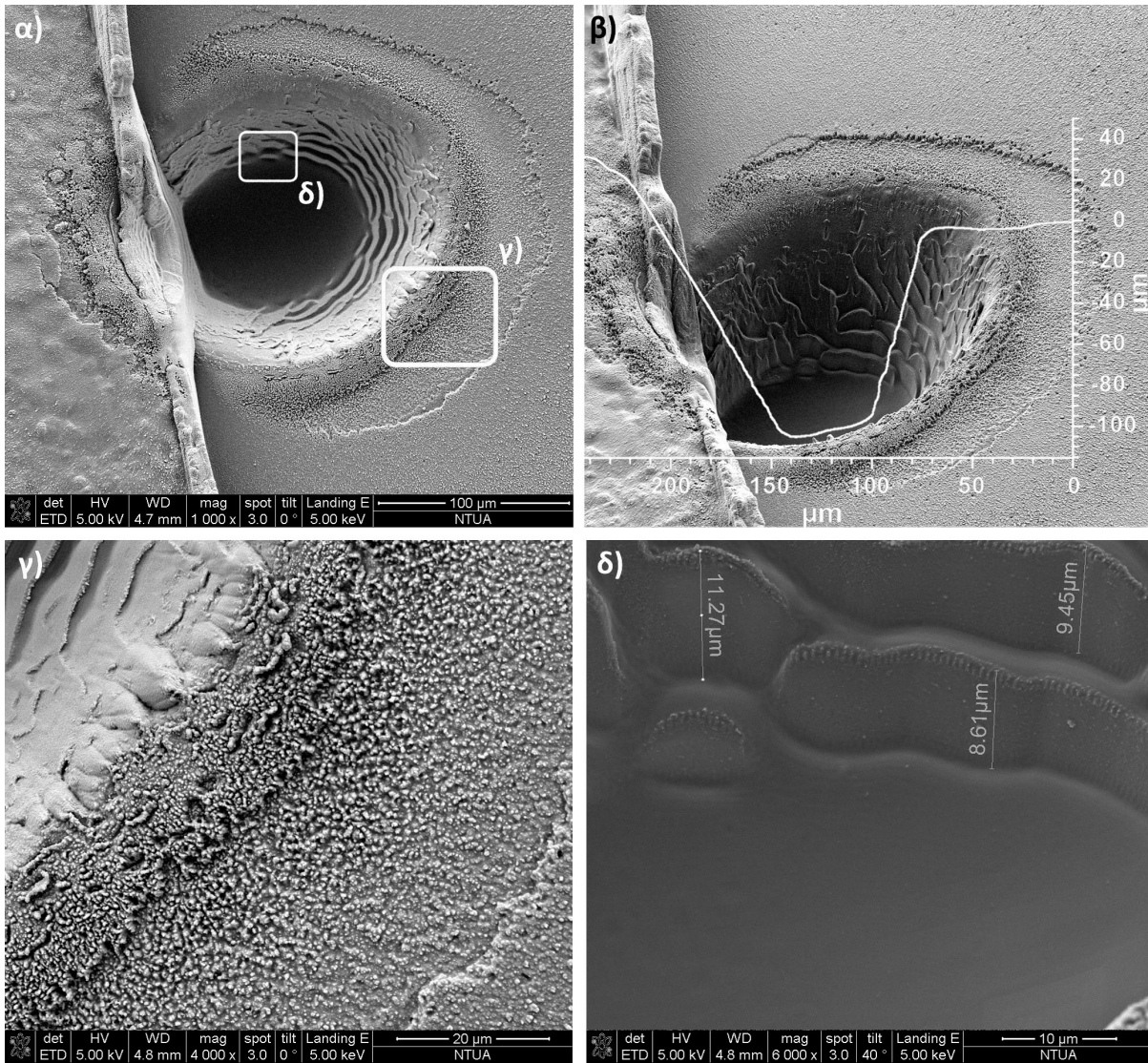
**εικ. 5.33:** Κρατήρας με  $F=1.148 \text{ J/cm}^2$ , 15 παλμούς και 1Hz α) Γενική εικόνα του κρατήρα. β) Δισδιάστατο προφίλ του κρατήρα από το προφιλόμετρο. γ) Διακρίνονται κυματισμοί της επιφάνειας δ) Τα χείλη του κρατήρα όπου παρατηρούνται θραύσματα τηγμένου και επαναστεροποιημένου υλικού.



**εικ. 5.34:** Κρατήρας με  $F=1.115 \text{ J/cm}^2$ , 20 παλμούς και  $f=1\text{Hz}$  α) Γενική εικόνα κρατήρα. β) Τα χείλη του κρατήρα. Η επιφάνεια στο εσωτερικό του εμφανίζεται περισσότερο λεία.



**εικ. 5.35:** Κρατήρας με  $F=0.305 \text{ J/cm}^2$ , 120 παλμούς και  $f=2\text{Hz}$ . α) Γενική εικόνα κρατήρα. Η δομή στο κάτω δεξιά τμήμα της εικόνας είναι ξένο σώμα που εναποτέθηκε στην επιφάνειά του ενδοφακού μετά την ακτινοβόληση του δείγματος. β) Δισδιάστατο προφίλ του κρατήρα. Είναι εμφανής η τήξη των τοιχωμάτων.



**εικ. 5.36:** Κρατήρας με  $F=0,237 \text{ J/cm}^2$ , 300 παλμούς και  $f=5 \text{ Hz}$  α) Γενική εικόνα κρατήρα. β) Δισδιάστατο προφίλ κρατήρα. Εμφανής τήξη υλικού στα τοιχώματα γ) Χείλη κρατήρα. Είναι εμφανής τήξη υλικού δ) Πυθμένας κρατήρα. Διακρίνεται η λεία επιφάνειά του, καθώς και τα θερμικά αλλοιωμένα τοιχώματα.

Η επίδραση των θερμικών φαινομένων γίνεται καλύτερα αντιληπτή από την εξέταση των χαρακτηριστικών των κρατήρων που έχουν ακτινοβοληθεί με μεγάλο αριθμό παλμών.

Στις εικόνες 5.35 και 5.36 απεικονίζονται κρατήρες που έχουν δεχθεί 120 και 300 παλμούς αντίστοιχα. Και οι δύο κρατήρες βρίσκονται στην περίμετρο του φακού. Στους συγκεκριμένους κρατήρες η παρουσία θραυσμάτων τηγμένου και επαναστερεοποιημένου υλικού γύρω από τα χείλη τους είναι εντονότερη [εικ 5.36 γ)]. Το φαινόμενο της τήξης και της επαναστερεοποίησης υλικού παρατηρείται και στα τοιχώματα των συγκεκριμένων κρατήρων. Ειδικά στον κρατήρα που ακτινοβολήθηκε με 500 παλμούς είναι ιδιαίτερα έντονο [εικ 5.36 β)].

Η μερική «καθίζηση» που έχει υποστεί οι επιφάνεια του δείγματος γύρω από τα χείλη των κρατήρων [εικ 5.35 α), 5.36 α)] οφείλεται στο γκαουσιανό προφίλ της δέσμης. Η ένταση της ακτινοβολίας περιμετρικά του κεντρικού σημείου εστίασης βρίσκεται πλησίον του κατωφλίου αποδόμησης με αποτέλεσμα να μην προκαλείται αποτελεσματική αποδόμηση στα συγκεκριμένα σημεία.

## 5.8 Συμπεράσματα

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας μελετήθηκε η δυνατότητα διαμόρφωσης της επιφάνειας ενδοφακών (IOLs) με την 5<sup>η</sup> αρμονική ( $\lambda=213 \text{ nm}$ ) του laser Nd:YAG. Από την μελέτη της επιφάνειας των δειγμάτων (ενδοφακοί από PMMA, υδρόφοβα ακρυλικά, σιλικόνη) με ηλεκτρονική μικροσκοπία τα καλύτερα αποτελέσματα εμφάνισαν οι υδρόφοβοι ενδοφακοί. Τα όρια των κρατήρων που δημιουργήθηκαν στην επιφάνεια των συγκεκριμένων δειγμάτων ήταν καλά ορισμένα, χωρίς να εμφανίζουν διόγκωση στα χείλη τους. Η επιφάνεια στο εσωτερικό των κρατήρων ήταν λεία, ενώ οι θερμικές αλλοιώσεις ελάχιστες. Επιπλέον, δεν παρατηρήθηκε εκτιναγμένο υλικό ούτε εντός των κρατήρων, ούτε γύρω από αυτούς. Οι ανεπαίσθητοι κυματισμοί που εμφανίσθηκαν στον πυθμένα ορισμένων κρατήρων δεν παρατηρήθηκαν για χαμηλές τιμές της πυκνότητας ενέργειας.

Αντίθετα τα δείγματα από σιλικόνη και PMMA δεν εμφάνισαν το ίδιο καλά αποτελέσματα. Ο ενδοφακός από σιλικόνη χαρακτηριζόταν από θερμικές αλλοιώσεις, ενώ ο PMMA από έντονη παρουσία εκτιναγμένου υλικού. Σε κάθε περίπτωση πάντως, η συνολική εικόνα της αποδόμησης ήταν αισθητά βελτιωμένη σε σύγκριση με πειράματα ακτινοβολήσης ενδοφακών με μεγαλύτερα μήκη κύματος στο υπεριώδες<sup>[5][80]</sup>.

Η υπολογιστική προσομοίωση των ρυθμών αποδόμησης έδειξε ότι η αποδόμηση των υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών οφείλεται σχεδόν αποκλειστικά στο φωτοχημικό μηχανισμό. Συνεπώς στο εύρος πυκνοτήτων ενέργειας που πραγματοποιήθηκαν τα πειράματα, ο ρυθμός αποδόμησης των συγκεκριμένων ενδοφακών περιγράφεται σε ικανοποιητικό βαθμό από τη σχέση  $1/a_{eff} \ln(F/F_{th})$ . Αυτό σημαίνει ότι στον όγκο του υλικού όπου εισχωρεί η δέσμη έχουμε πλήρη αποδόμηση του. Οι υδρόφοβοι ακρυλικοί ενδοφακοί που προσεγγίσανε αυτή την συμπεριφορά εμφάνισαν και τα καλύτερα ποιοτικά αποτελέσματα. Αντίθετα στην περίπτωση του PMMA όπου το υπολογιστικό μοντέλο έδειξε συνεισφορά στην αποδόμηση τόσο του φωτοχημικού όσο και του φωτοθερμικού μηχανισμού, η ποιότητα των κρατήρων δεν ήταν το ίδιο καλή.

Ένα επιπλέον πλεονέκτημα των υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών είναι ο σχετικά χαμηλός ρυθμός αποδόμησης τους. Το γεγονός αυτό επιτρέπει ακριβέστερο έλεγχο της διαδικασίας μορφοποίησης της πολυμερικής επιφάνειας. Για χαμηλές τιμές της πυκνότητας ενέργειας, -της τάξης των  $100 \text{ mJ/cm}^2$  - ο ρυθμός αποδόμησης τους είναι κοντά στα  $0,2 \mu\text{m/παλμό}$ . Είναι δηλαδή αρκετά μικρός ώστε να καθίσταται δυνατή η εγχάραξη και των μικρότερων "σκαλοπατιών" της επιφάνειας ενός αροδized ενδοφακού (κεφάλαιο 4.2).

Τα ιδιαίτερα ικανοποιητικά αποτελέσματα που έδωσε ο συνδυασμός της 5ης αρμονικής του laser Nd:YAG και των υδρόφοβων ακρυλικών ενδοφακών, αποδεικνύουν ότι στο συγκεκριμένο αντικείμενο υπάρχουν πολλές προοπτικές για περαιτέρω έρευνα και μελέτη, οι οποίες θα συμπληρώσουν και θα επεκτείνουν τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας.

Καταρχάς τα πειράματα οριοθετήθηκαν από τους ενδοφακούς που ήταν διαθέσιμοι. Συνεπώς είναι αναγκαία η πραγματοποίηση πειραμάτων σε μεγαλύτερο αριθμό δειγμάτων, ώστε εκτός της επαλήθευσης των αποτελεσμάτων της έρευνας να επιτευχθεί και ακριβέστερη προσέγγιση των παραμέτρων της αποδόμησης. Καλύτερη προσέγγιση των παραμέτρων θα επιτρέψει ακριβέστερη πρόβλεψη των ρυθμών αποδόμησης με τη βοήθεια θεωρητικών μοντέλων.

Επιπλέον, μια μελλοντική έρευνα θα έπρεπε να εστιάσει στην διερεύνηση των ποιοτικών και ποσοτικών χαρακτηριστικών της αποδόμησης σε πυκνότητες ενέργειας της τάξης των  $100 \text{ mJ/cm}^2$ , εύρος τιμών όπου επετεύχθησαν τα καλύτερα ποιοτικά αποτελέσματα. Ταυτόχρονα για το συγκεκριμένο εύρος τιμών, ο ρυθμός αποδόμησης ήταν αρκετά μικρός ώστε να επιτρέπει και την εγχάραξη της επιφάνειας με μεγάλη ακρίβεια.

Σε μελλοντικά πειράματα συνίσταται επίσης η τοποθέτηση της κατάλληλης μάσκας στην έξοδο του laser Nd:YAG, ώστε να αποκόπτονται τα άκρα της γκαουσιανής δέσμης. Κάτι τέτοιο θα προσέφερε μία πιο ομοιόμορφη αποδόμηση, ενώ το μικρότερο spot-size θα προσέδιδε μεγαλύτερη ακρίβεια στην εγχάραξη.

Σκοπός της ερευνητικής προσπάθειας στην οποία εμπεριέχεται και η παρούσα εργασία, είναι η δημιουργία κυκλικών δομών αντίστοιχων με αυτές που έχουν στην επιφάνειά τους οι πολυεστιακοί ενδοφακοί. Από τη συνάδελφο Λάγιοι Δημήτρα στο πλαίσιο της διπλωματικής της εργασίας πραγματοποιήθηκαν πειράματα αποδόμησης ενδοφακών με τη χρήση περιστρεφόμενης κυκλικής βάσης, επιτυγχάνοντας έτσι τη δημιουργία κυκλικών δομών στην επιφάνειά τους. Το επόμενο βήμα θα ήταν ο έλεγχος της παραπάνω διαδικασίας να γίνεται από αλγορίθμους που εκτελούνται σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, ώστε η ακρίβεια εγχάραξης της επιφάνειας των ενδοφακών να πλησιάσει αυτή των συμβατικών τεχνικών.

Τέλος, είναι σημαντικό να αναφερθεί ξανά η έλλειψη στοιχείων για την ακριβή σύσταση των ενδοφακών. Η αποδόμηση πολυμερών με τη χρήση της ακτινοβολίας laser είναι ένας αρκετά πολύπλοκος μηχανισμός, ο οποίος δύσκολα μπορεί να περιγραφεί με μεγάλη ακρίβεια με τη χρήση ενός γενικευμένου θεωρητικού μοντέλου. Με την ακριβέστερη γνώση των οπτικών, θερμικών και μηχανικών ιδιοτήτων του πολυμερούς που μελετάμε, θα καταστεί δυνατή η ανάπτυξη ενός ακριβέστερου θεωρητικού μοντέλου το οποίο θα ανταποκρίνεται καλύτερα στις ιδιότητες του εκάστοτε πολυμερούς. Η χρήση ενός τέτοιου θεωρητικού μοντέλου θα επιτρέψει την καλύτερη προσέγγιση του φυσικού μηχανισμού δράσης της ακτινοβολίας που είναι σημαντική για την κατανόηση και τη βελτίωση των αποτελεσμάτων αλληλεπίδρασης.



## | Πειράματα αποδόμησης κερατοειδικών κρημνών χοίρου με την 5<sup>η</sup> αρμονική του Nd:YAG laser, $\lambda=213 \text{ nm}$ |

### 6.1 Εισαγωγή

Το laser διεγερμένων διμερών ArF ( $\lambda=193 \text{ nm}$ ) έχει καθιερωθεί, εδώ και πάνω από 20 χρόνια, ως το ιδανικό εργαλείο στη φωτοδιαθλαστική χειρουργική. Παρά τη μεγάλη επιτυχία του laser ArF, υπήρξε έντονο ερευνητικό ενδιαφέρον για τη δημιουργία ενός laser στερεάς κατάστασης που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί στη φωτοεκτομή κερατοειδικού ιστού. Αυτό κυρίως οφείλεται στα πλεονεκτήματα που εμφανίζουν τα laser στερεάς κατάστασης, έναντι των excimer τα οποία αναφέρονται στο κεφάλαιο 1.4.

Οι πρώτες ερευνητικές προσπάθειες έγιναν προς την κατεύθυνση των laser στερεάς κατάστασης που εκπέμπουν στην περιοχή του κοντινού υπερύθρου, όπως είναι το laser Er:YAG. Στο μήκος κύματος των  $2,94 \mu\text{m}$  που εκπέμπει το συγκεκριμένο laser εμφανίζει υψηλό συντελεστή απορρόφησης το κολλαγόνο. Επιπλέον μεγιστοποιείται ο συντελεστής απορρόφησης του νερού, το οποίο αποτελεί το 78% των υγρών στοιχείων του υγιούς κερατοειδούς<sup>[44]</sup>. Όμως πειραματικά αποτελέσματα έδειξαν ότι η επιφάνεια του κερατοειδούς κατά την φωτοαποδόμησή της με Er:YAG, εμφανίζει θερμική αλλοίωση, ενώ τραχύτητά της είναι μια τάξη μεγέθους μεγαλύτερη σε σχέση με το laser ArF<sup>[61]</sup>.

Ο συντελεστής απορρόφησης του κερατοειδούς παραμένει σχεδόν σταθερός στην περιοχή μεταξύ  $193$  και  $220 \text{ nm}$ . Μικρής χρονικής διάρκειας παλμοί laser, εντός του συγκεκριμένου εύρους μήκους κύματος, αναμένεται να παρουσιάζουν παρόμοιο κατώφλι και ρυθμό αποδόμησης, καθώς και παρόμοια ποιοτικά χαρακτηριστικά, κατά την αποδόμηση του κερατοειδούς<sup>[48]</sup>. Για αυτό το λόγο το επιστημονικό ενδιαφέρον άρχισε να επικεντρώνεται στην 5<sup>η</sup> αρμονική του Nd:YAG laser που εκπέμπεται στα  $213 \text{ nm}$ .

Το συγκεκριμένο laser έχει την ικανότητα να προσφέρει παρόμοια ποιοτικά αποτελέσματα σε σύγκριση με το ArF, χωρίς τα μειονεκτήματα που έχουν συνδεθεί με τη χρήση του τελευταίου.

Επιπλέον η χρήση ακτινοβολίας  $213\text{ nm}$  εμφανίζει μερικά πλεονεκτήματα, έναντι αυτής των  $193\text{ nm}$ , κατά την αλληλεπίδρασή της με τον κερατοειδή. Έχει παρατηρηθεί κλινικά ότι κατά τη χρήση του laser ArF, η ακρίβεια του τελικού διαθλαστικού αποτελέσματος εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από το ποσοστό ενυδάτωσης του κερατοειδούς<sup>[21]</sup>. Η ακτινοβολία των  $213\text{ nm}$  παρουσιάζει μειωμένη απορρόφηση από το BSS και NaCl σε σχέση με αυτή των  $193\text{ nm}$ <sup>[18]</sup>. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, κατά την ακτινοβολήση με μήκος κύματος  $213\text{ nm}$  να παρουσιάζεται μικρότερη εξάρτηση από το βαθμό ενυδάτωσης του κερατοειδούς<sup>[101]</sup>. Επιπλέον υπάρχουν ενδείξεις για καλύτερη απόκριση των κύτταρων μετά από μια επέμβαση με ακτινοβολία στα  $213\text{ nm}$  η οποία μπορεί να παρέχει πιο προβλέψιμη επούλωση των τραυμάτων. Το αποτέλεσμα είναι μία περισσότερο αξιόπιστη διόρθωση διαθλαστικών σφαλμάτων<sup>[75]</sup>.

Σήμερα υπάρχει εμπορικά διαθέσιμο μόνο ένα σύστημα laser στερεάς κατάστασης που προορίζεται για φωτοδιαθλαστική χειρουργική, το Pulzar Z1 της εταιρίας Customvis. [εικ. 6.1] Πρόκειται για ένα διοδικά αντλούμενο Nd:YAG laser που εκπέμπει σε μήκος κύματος  $213\text{ nm}$ , μια δέσμη γκαουσιανού προφίλ διαμέτρου  $0,6\text{ mm}$ . Ο ρυθμός επαναληπτικότητας των παλμών είναι  $300\text{ Hz}$  και η διάρκειά τους  $10-12\text{ ns}$ .

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας εξετάστηκε η χρήση της ακτινοβολίας του Nd:YAG laser, ως εναλλακτικής του laser ArF στη φωτοδιαθλαστική χειρουργική, για την in vivo μορφοποίηση του κερατοειδούς, χωρίς την αφαίρεση του επιθηλίου του.

Επιπλέον σκοπός των πειραμάτων ήταν να αξιολογηθεί η μικροσκοπία ατομικών δυνάμεων (AFM) ως τεχνική απεικόνισης της μορφολογίας του κερατοειδούς, καθώς έχουν δημοσιευτεί ελάχιστες έρευνες για τη μελέτη της επιφάνειας του με τη συγκεκριμένη τεχνική.

Για αυτό το λόγο εξετάστηκε η ποιότητα της



ΕΙΚ. 6.1: Το χειρουργικό σύστημα laser στερεάς κατάστασης Pulzar Z1 της εταιρίας Customvis



επιφάνειας κερατοειδών χοίρου με τη χρήση μικροσκοπίας ατομικών δυνάμεων (AFM), αφού πρώτα προηγήθηκε η αποδόμηση τους με την 5<sup>η</sup> αρμονική του Nd:YAG laser. Τέλος αξιολογήθηκε η τεχνική της φασματοσκοπίας δυνάμεων που προσφέρει το AFM, ως προς την ικανότητά της στον ποσοτικό προσδιορισμό των μηχανικών ιδιοτήτων του κερατοειδούς.

Στην τεχνική AFM το δείγμα σαρώνεται από μια ακίδα που βρίσκεται στην άκρη ενός εύκαμπτου βραχίονα. Κατά την σάρωση οι δυνάμεις που αναπτύσσονται μεταξύ της επιφάνειας του δείγματος και της άκρης της ακίδας προκαλούν την κάμψη του βραχίονα. Η απόκλιση του βραχίονα μετράται μέσω ενός οπτικού συστήματος, το οποίο αποτελείται από ένα διοδικό laser και μια φωτοδίοδο αποτελούμενη από τέσσερα τεταρτημόρια. Η ακτίνα του laser ανακλάται από την ανακλαστική πίσω όψη του βραχίονα και προσπίπτει στην επιφάνεια της φωτοδίοδου. Η σχετική θέση του βραχίονα προσδιορίζεται από το ποσοστό της δέσμης που προσπίπτει στην επιφάνεια του κάθε τεταρτημορίου της δίοδου. Το σήμα που αντιστοιχεί στην απόκλιση του άκρου του βραχίονα οδηγείται σε ένα μηχανισμό ανατροφοδότησης, ο οποίος φροντίζει να παραμένει σταθερό το μέγεθος της δύναμης αλληλεπίδρασης μεταξύ ακίδας και επιφάνειας δείγματος. Αυτό επιτυγχάνεται με τη μετακίνηση της βάσης του δείγματος, μέσω ενός συστήματος πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων. Η τοπογραφία του δείγματος προκύπτει από την αναπαράσταση των κάθετων μετακινήσεων της βάσης του δείγματος ως συνάρτηση της οριζόντιας θέσης της ακίδας πάνω στο δείγμα. Οι κυριότερες δυνάμεις που αναπτύσσονται μεταξύ ακίδας και δείγματος είναι οι δυνάμεις van der Waals, οι οποίες είναι της τάξης των  $\mu\text{N}$ . Άλλες δυνάμεις που συνεισφέρουν σε αυτή την αλληλεπίδραση είναι οι ηλεκτροστατικές και οι τριχοειδής.

Η μικροσκοπία ατομικών δυνάμεων είναι μια τεχνική ειδικά σχεδιασμένη για την ανάλυση επιφανειών. Το μεγάλο της πλεονέκτημα είναι η δυνατότητα εξέτασης των δειγμάτων ενώ αυτά βρίσκονται στη φυσική τους κατάσταση. Αυτό σχετίζεται με το ότι η συγκεκριμένη τεχνική δεν απαιτεί ιδιαίτερη επεξεργασία των δειγμάτων (π.χ. επιμετάλλωση). Επιπλέον μπορεί να λειτουργήσει αποτελεσματικά σε μεγάλο εύρος περιβαλλοντικών συνθηκών (ατμοσφαιρικό αέρα, υγρό, ειδικά αέρια κ.τ.λ). Επίσης η περιορισμένη ανάγκη ειδικής προετοιμασίας του δείγματος ελαχιστοποιεί την πιθανότητα αλλοίωσης της επιφάνειάς, χαρακτηριστικό ιδιαίτερα σημαντικό στην περίπτωση ευαίσθητων βιολογικών δειγμάτων, όπως είναι οι κερατοειδείς.

Ένα ακόμα σημαντικό πλεονέκτημα της τεχνικής AFM, είναι ότι τα ψηφιακά αρχεία που παράγει περιέχουν πληροφορία με ανάλυση της κλίμακας των νανομέτρων

και για τις τρεις διαστάσεις. Επιπλέον η συγκεκριμένη τεχνική είναι σε θέση να παρέχει ποσοτικές μετρήσεις για τα στοιχεία της εξεταζόμενης επιφάνειας. Η τεχνική AFM εξετάζεται λεπτομερέστερα στο Παράρτημα.

Λόγω του ότι η πρόσβαση σε ανθρώπινα δείγματα κερατοειδούς είναι αντικειμενικά δύσκολη, οι κερατοειδείς χοίρου αποτελούν ένα καλό υποκατάστατο για την επιστημονική έρευνα. Ιστολογικά ο κερατοειδής του χοίρου αποτελείται από τα ίδια πέντε στρώματα (κεφ. 2.1.1) που αποτελείται και ο ανθρώπινος. Από τις διαφορές μεταξύ των κερατοειδών, αυτή που παίζει το σημαντικότερο ρόλο σε ένα πείραμα φωτοαποδόμησης είναι το πάχος τους. Το κεντρικό πάχος του κερατοειδούς του χοίρου είναι περίπου  $850 \pm 70 \mu m$ , ενώ του ανθρώπου  $550 \pm 40 \mu m$ <sup>[95]</sup>.

## 6.2 Πειραματική διαδικασία

Για τα πειράματα χρησιμοποιήθηκαν τέσσερις οφθαλμοί χοίρων. Στα συγκεκριμένα δείγματα είχαν δημιουργηθεί κερατοειδικοί κρημνοί με ένα femtosecond laser μικροκερατόμο (κεφάλαιο 3.4.3) (μοντέλο Femto LDV της εταιρίας Ziemer) του Αθηναϊκού Διαθλαστικού Κέντρου Laser, απ' όπου ελήφθησαν τα δείγματα. Το πάχος των κρημών ήταν  $110 \mu m$  και η διάμετρός τους  $9,5 mm$ . Οι κρημνοί, αφού διαχωρίστηκαν με την βοήθεια νυστεριού από τον υπόλοιπο οφθαλμό, τοποθετήθηκαν σε φιαλίδια που περιείχαν διάλυμα BSS και φυλάχτηκαν σε θερμοκρασία  $4^\circ C$ . Αργότερα το BSS αντικαταστάθηκε με αιθανόλη, για την καλύτερη διατήρηση των δειγμάτων μέχρι την ακτινοβόλησή τους.

Για τα συγκεκριμένα πειράματα χρησιμοποιήθηκε το ίδιο laser (Litron Nano L 200-10 κεφ. 1.1.2) με τα πειράματα αποδόμησης ενδοφακών. Η πειραματική διάταξη ήταν παρόμοια με αυτή που περιγράφεται στο κεφάλαιο 5.2 και απεικονίζεται στην εικόνα 5.3. Για την ακτινοβόλησή τους οι κερατοειδικοί κρημνοί τοποθετούνταν σε πλακίδια από γυαλί. Οι δυνάμεις συνοχής μεταξύ της επιφάνειας του γυαλιού και του κερατοειδούς ήταν αρκετά μεγάλες, ώστε ο τελευταίος να διατηρείται σταθερός στη θέση του κατά ακτινοβόλησή του, κάθετα στη διεύθυνση διάδοσης της δέσμης [εικόνα 6.2]. Κάθε δείγμα ακτινοβολούνταν σε 10 - 18 σημεία της επιφάνειάς του. Σε κάθε σημείο δεχόταν από 5 μέχρι 35 παλμούς ενέργειας της τάξης των  $0,6 mJ$ . Καθ' όλη τη διάρκεια του πειράματος η απόσταση φακού εστίασης και δείγματος παρέμενε σταθερή. Η ακριβής μέτρηση της ενέργειας γινόταν από τον υπολογιστή ενέργειας (Orhir Nova) [εικ. 5.5 α)] και τον πυροηλεκτρικό ανιχνευτή (PE50-DIF) [εικ. 5.5 β)] που χρησιμοποιήθηκαν στα πειράματα αποδόμησης των ενδοφακών (κεφ. 5).



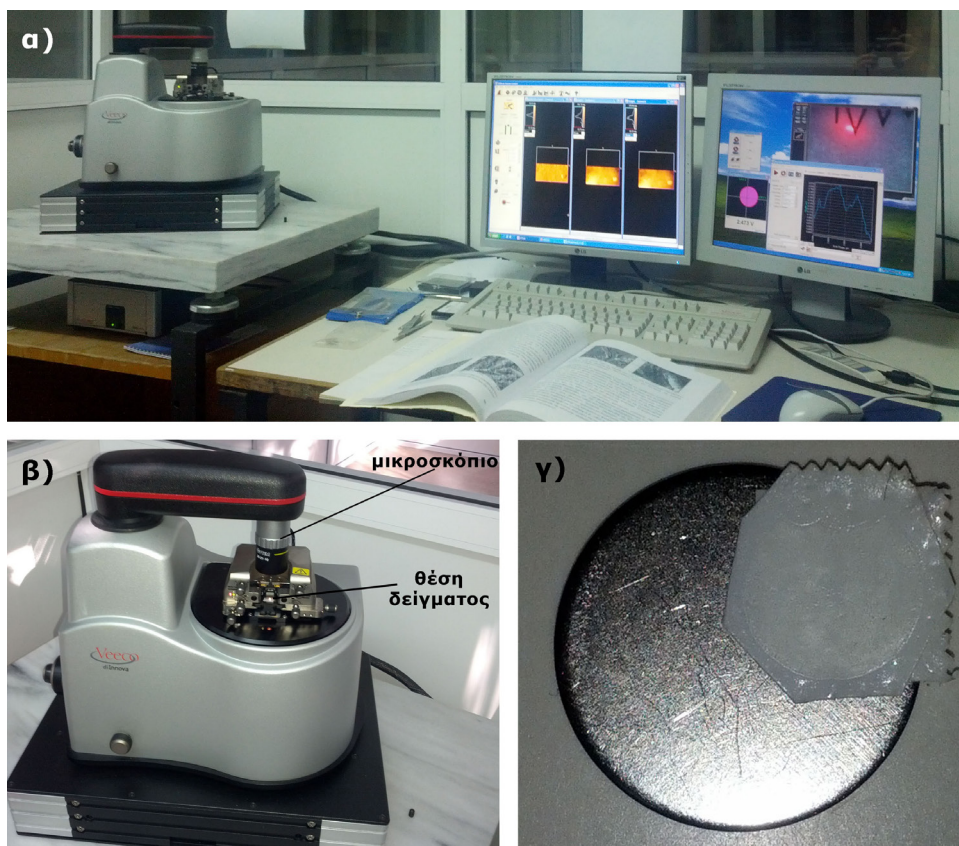
**εικ. 6.2:** Κερατοειδικός κρημνός πάνω σε γυάλινο πλακίδιο. Διακρίνονται τα σημεία όπου ακτινοβολήθηκε

Στο διάστημα μεταξύ της ακτινοβολήσης διαφορετικών σημείων του κερατοειδούς, η επιφάνειά του ενυδατωνόταν από σταγόνες διαλύματος BSS. Πλήρης διάτρηση των δειγμάτων γινόταν σε ένα με δύο σημεία τους, ώστε αυτά να χρησιμοποιούνται σαν σημάδια αναφοράς κατά την μετέπειτα ποιοτική εξέταση τους. Δεν έγιναν ακριβείς μετρήσεις ρυθμών αποδόμησης, λόγω του ότι το γυάλινο πλακίδιο πάνω στο οποίο ήταν τοποθετημένοι οι κρημοί απορροφούσε πλήρως την ακτινοβολία του laser. Συνεπώς δεν υπήρχε τρόπος να ανιχνευτεί η πλήρης διάτρηση του δείγματος με κάποιο μέσο τοποθετημένο στην πίσω πλευρά του.

Κατά τη διάρκεια του πειράματος η διάτρηση του δείγματος γινόταν αντιληπτή, όταν έπαυε να ακούγεται ο χαρακτηριστικός ήχος της εκτόνωσης του πλάσματος, κάθε φορά που ο παλμός του laser προσέπιπε στο δείγμα. Με αυτό τον τρόπο ήταν δυνατή μια απλή εκτίμηση του ρυθμού αποδόμησης του κερατοειδούς, ο οποίος κυμαινόταν μεταξύ  $1,3$  και  $1,6 \mu m$  ανά παλμό για πυκνότητα ενέργειας  $0,5 J/cm^2$ .

Μετά την ακτινοβολήση ακολουθούσε μια σύντομη εξέταση των δειγμάτων από το οπτικό μικροσκόπιο του εργαστηρίου (Motic B1). Το συγκεκριμένο μικροσκόπιο είχε προσαρμοσμένη CCD camera, στη θέση του προσοφθάλμιου φακού. Οι εικόνες από την camera προβάλλονταν στην οθόνη ηλεκτρονικού υπολογιστή και μέσω ειδικού λογισμικού ήταν δυνατή η αποθήκευσή τους, καθώς και η λήψη βίντεο. Από τις ψηφιακές εικόνες που ελήφθησαν μέσω του οπτικού μικροσκοπίου υπολογίστηκε με τη βοήθεια του κατάλληλου λογισμικού το εμβαδό των κρατήρων, ώστε να είναι δυνατός ο υπολογισμός της πυκνότητας ενέργειας. Τέλος τα δείγματα τοποθετούνταν ξανά σε αιθανόλη και αποθηκεύονταν στο ψυγείο μέχρι τη στιγμή της ποιοτικής τους εξέτασης.

Η ποιοτική μελέτη της επιφάνειας των κερατοειδών έγινε με τη χρήση του μικροσκοπίου ατομικών δυνάμεων του Τομέα Φυσικής του Ε.Μ.Π [εικ. 6.3]. Η συγκεκριμένη διάταξη διαθέτει οπτικό μικροσκόπιο 10x και μέσω της ενσωματωμένης κάμερας γίνεται απεικόνιση της επιφάνειας του δείγματος στον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Ένα κόκκινο διοδικό laser και μια φωτοδιόδος αναλαμβάνουν την ανίχνευση της απόκλισης του βραχίονα που εξετάζει το δείγμα. Ο πιεζοηλεκτρικός σαρωτής πάνω στον οποίο τοποθετείται το δείγμα, βρίσκεται στη βάση του μικροσκοπίου και αποτελείται από ένα πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο κυλινδρικού σχήματος. Ο κρύσταλλος περιέχει πέντε ηλεκτρόδια και μέσω της τάσης που εφαρμόζεται σε αυτά ελέγχεται η κίνηση του δείγματος. Το εύρος της κίνησης του πιεζοηλεκτρικού σαρωτή είναι 7,6  $\mu\text{m}$  στον κάθετο στην επιφάνεια άξονα και 100  $\mu\text{m}$  στον οριζόντιο. Πριν την εξέταση τα δείγματα σταθεροποιούνται με κολλητική ταινία διπλής όψης πάνω σε ασφάλινα δισκία [εικ. 6.3 γ)]. Τα δισκία αυτά τοποθετούνται πάνω στον πιεζοηλεκτρικό σαρωτή όπου συγκρατούνται μέσω μαγνητικών δυνάμεων. Πριν την έναρξη της σάρωσης, είναι απαραίτητη η σωστή εστίαση της δέσμης του laser στην πίσω επιφάνεια του βραχίονα, ώστε η ανάκλαση της να προσπίπτει στο κέντρο της φωτοδιόδου.



**εικ. 6.3:** α) Η διάταξη του μικροσκοπίου ατομικών δυνάμεων (AFM) του τομέα φυσικής του Ε.Μ.Π β) Η μονάδα κεφαλής όπου τοποθετείται το δείγμα και περιλαμβάνει τον πιεζοηλεκτρικό σαρωτή, το οπτικό μικροσκόπιο και το σύστημα laser-φωτοδιόδου. γ) Το μεταλλικό δισκίο πάνω στο οποίο είναι τοποθετημένο δείγμα κερατοειδούς.

Μέσω του λογισμικού του συστήματος AFM (SPMLab Analysis V7.00) ήταν δυνατή η ποσοτική μελέτη της τραχύτητας της επιφάνειας των κερατοειδών. Αυτό επιτυγχάνεται με τον υπολογισμό της μέσης τετραγωνικής ρίζας της τραχύτητας ενός τμήματος της επιφάνειας. Ουσιαστικά αυτό που υπολογίζεται από το λογισμικό, είναι η τυπική απόκλιση των δεδομένων ύψους  $Z$ , σύμφωνα με τη σχέση:

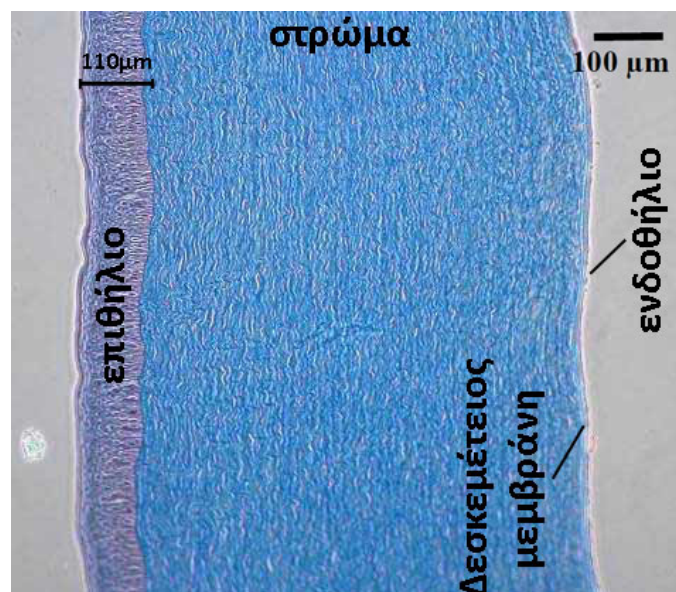
$$Z_{rms} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (Z_i - Z_{avg})^2}{N}}, \quad |6.1|$$

όπου:  $Z_{avg}$  είναι η μέση τιμή του ύψους  $Z$ ,  $Z_i$  η τρέχουσα τιμή του και  $N$  ο αριθμός των μετρήσεων σε μια δεδομένη επιφάνεια.

### 6.3 Πειραματικά αποτελέσματα

Όπως προαναφέρθηκε οι κερατοειδικοί κρημοί που δημιουργήθηκαν από το μικροκερατόμο, είχαν πάχος  $110 \mu\text{m}$ . Στην περίπτωση του ανθρώπινου κερατοειδούς, αυτό το πάχος σημαίνει ότι η τομή γίνεται βαθύτερα από τα δύο πρώτα στρώματα του κερατοειδούς, που είναι το επιθήλιο και η μεμβράνη του Bowman και εντός του τρίτου που είναι το στρώμα. Με βάση τις διαστάσεις των διαφόρων τμημάτων του ανθρώπινου κερατοειδούς που αναφέρονται στο κεφάλαιο 3.1.1, το στρώμα θα αποτελούσε τα  $26-42 \mu\text{m}$  από τα  $110 \mu\text{m}$  που είναι το συνολικό πάχος τους κερατοειδικού κρημού. Στην περίπτωση του κερατοειδούς χοίρου το πάχος του επιθηλίου είναι μεγαλύτερο, με αποτέλεσμα το στρώμα να ξεκινάει σε βάθος  $100 \mu\text{m}$  περίπου. Όπως φαίνεται από την εικόνα 6.4, μια τομή σε βάθος  $110 \mu\text{m}$  έχει ως αποτέλεσμα το πάχος του στρώματος που απομένει πάνω στον κερατοειδικό κρημό να είναι μόνο μερικά μικρόμετρα.

Από τους τέσσερις κερατοειδικούς κρημούς, ένας παρέμεινε ανέπαφος [δείγμα 1], ένας ακτινοβολήθηκε από την πλευρά του στρώματος [δείγμα 2], και δύο από την πλευρά του επιθηλίου [δείγμα 3 και 4].



εικ. 6.4: Ιστολογική εικόνα κερατοειδούς χοίρου. [εικόνα τροποποιημένη από [41]]

Λόγω των ερευνητικών αναγκών του εργαστηρίου δεν υπήρχε δυνατότητα συνεχούς καθημερινής χρήσης της πειραματικής διάταξης του AFM. Για αυτό το λόγο η εξέταση των δειγμάτων πραγματοποιήθηκε σε τυχαία χρονικά διαστήματα, όποτε υπήρχε η σχετική δυνατότητα. Δεδομένου ότι πρόκειται για ιδιαίτερα ευαίσθητα, βιολογικά δείγματα που αλλοιώνονται με την πάροδο του χρόνου, αναγράφεται στον πίνακα που ακολουθεί ο αριθμός των ημερών που μεσολάβησαν μεταξύ της λήψης τους από το Αθηναϊκό Διαθλαστικό Κέντρο Laser, της ακτινοβόλησης και της εξέτασης του κάθε δείγματος.

<b>Δείγμα</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
<b>Πλευρά ακτινοβόλησης</b>	-	στρώμα	επιθήλιο	επιθήλιο
<b>Πυκνότητα ενέργειας (J/cm<sup>2</sup>)</b>	-	0,56 ± 0,4	0,52 ± 0,4	0,47 ± 0,3
<b>Αριθμός ημερών μεταξύ λήψης και ακτινοβόλησης</b>	-	8	8	20
<b>Αριθμός ημερών μεταξύ λήψης και εξέτασης</b>	9	12	13	20

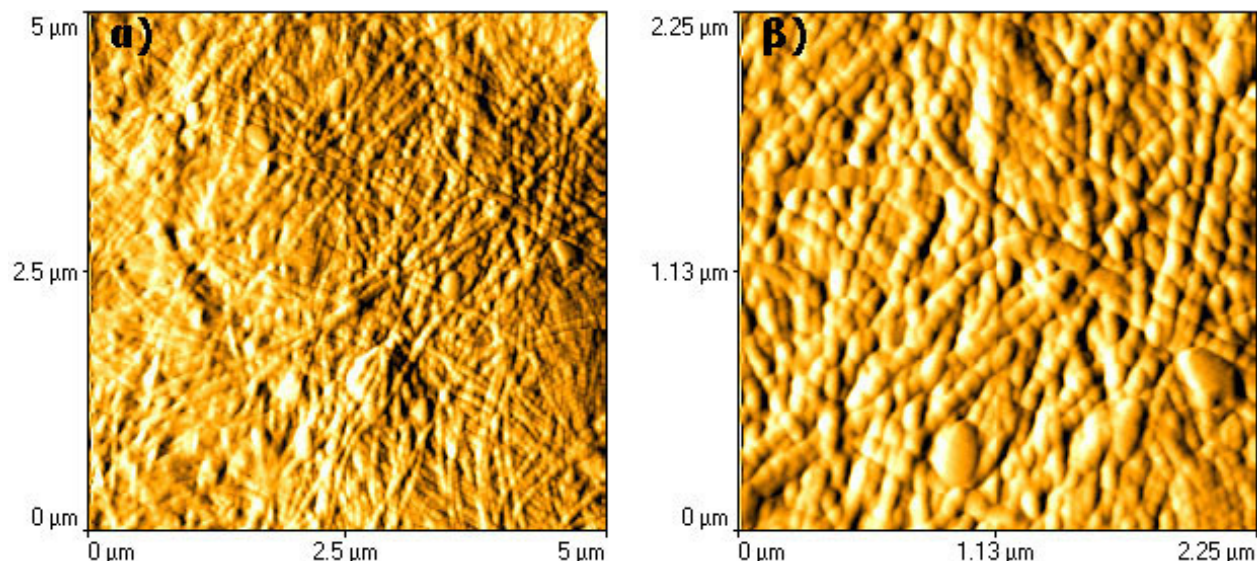
πίνακας 6.1: Ταξινόμηση κερατοειδικών δειγμάτων

### 6.3.1 Εξέταση δειγμάτων από την πλευρά του στρώματος

Από τους δύο κερατοειδικούς κρημνούς που εξετάστηκαν από την πλευρά του στρώματος, ο ένας παρέμεινε ανέπαφος [δείγμα1], ώστε να εξεταστεί η επιφάνειά του μετά τη δημιουργία της τομής από το Femtosecond Laser μικροκερατόμο. Ο δεύτερος κρημνός ακτινοβολήθηκε με την 5<sup>η</sup> αρμονική του Nd:YAG [δείγμα 2].

Η εξέταση της επιφάνειας του ανέπαφου κερατοειδικού κρημνού από το AFM πραγματοποιήθηκε 9 ημέρες μετά τη λήψη του δείγματος. Στην εικόνα 6.5 α) και β) απεικονίζεται η επιφάνεια του πρόσθιου τμήματος του κερατοειδικού στρώματος από το συγκεκριμένο δείγμα. Διακρίνονται καθαρά οι ίνες κολλαγόνου. Οι διάταξη τους είναι τυχαία όπως συνηθίζεται στο πρόσθιο τμήμα του στρώματος, κάτι το οποίο είχε παρατηρηθεί και από τους S. Lydataki et al.<sup>[56]</sup> Η διάμετρος τους μετρήθηκε με τη βοήθεια του λογισμικού του AFM μεταξύ 70 και 100 nm, τιμές που βρίσκονται στην ίδια

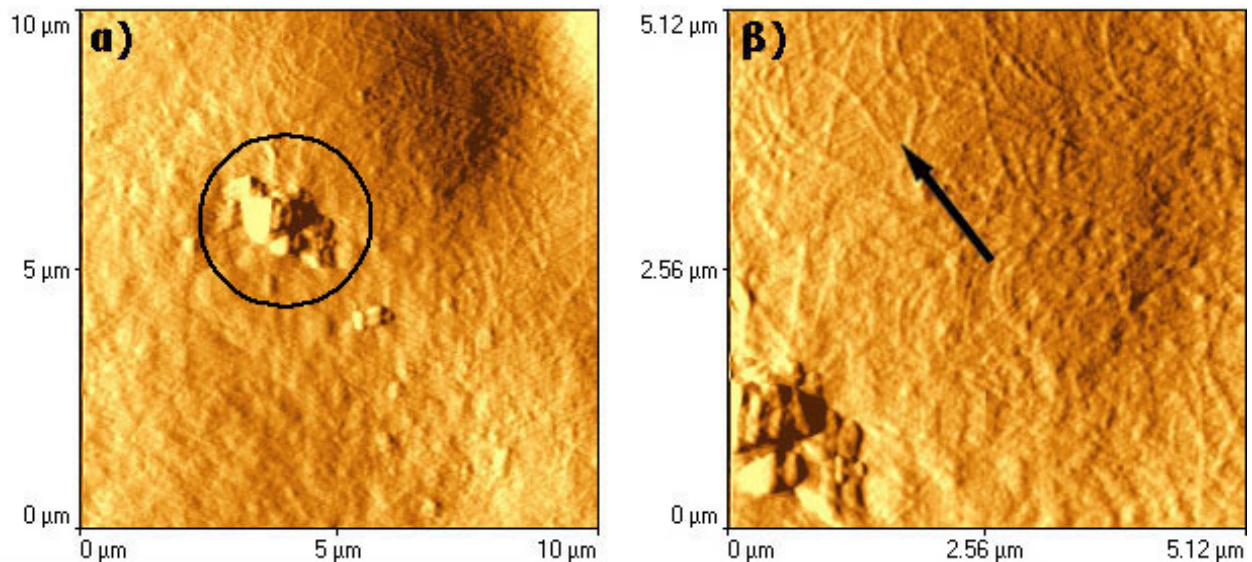
τάξη μεγέθους με αυτές που έχουν αναφερθεί στη βιβλιογραφία<sup>[56][60]</sup>. Από τις εικόνες διακρίνονται πολύ καθαρά τα χαρακτηριστικά των ινών, οι οποίες δεν εμφανίζουν θερμική ή άλλου είδους αλλοίωση, επιβεβαιώνοντας την αποτελεσματικότητα του femtosecond laser μικροκερατόμου.



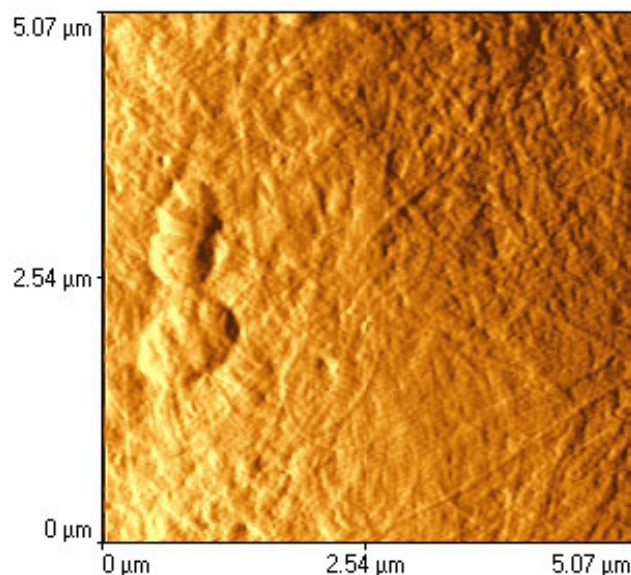
**εικ. 6.5:** Απεικόνιση της επιφάνειας του πρόσθιου τμήματος του κερατοειδικού στρώματος σε δύο διαφορετικές μεγεθύνσεις. Διακρίνονται οι ίνες κολλαγόνου σε τυχαία διάταξη.

Το δεύτερο δείγμα ακτινοβολήθηκε 8 ημέρες μετά τη λήψη του και εξετάστηκε με το AFM 4 ημέρες αργότερα. Στην εικόνα 6.6 α) διακρίνεται η μη ακτινοβολημένη περιοχή του δείγματος. Η δομή εντός του μαύρου κύκλου πιθανότατα είναι αποδομημένο υλικό (debris), το οποίο εκτινάχθηκε από την περιοχή που ακτινοβολήθηκε. Συγκρίνοντας τις εικόνες 6.5 α) και 6.6 β), οι οποίες έχουν την ίδια μεγέθυνση, παρατηρούμε ότι στην περίπτωση της δεύτερης οι ίνες κολλαγόνου δεν είναι το ίδιο ευδιάκριτες. Αυτό πιθανότατα οφείλεται στο ότι το πάχος του στρώματος στο συγκεκριμένο σημείο του κρημνού, ήταν πολύ λεπτό. Μια άλλη εξήγηση είναι η πιθανή αλλοίωση των στοιχείων της επιφάνειας του ακτινοβολημένου δείγματος, λόγω της εξέτασής του 3 ημέρες αργότερα από το ανέπαφο.

Στην εικόνα 6.7 απεικονίζεται η επιφάνεια του μη ακτινοβολημένου δείγματος [δείγμα 1], 11 μέρες μετά την πρώτη εξέτασή του. Και σε αυτή την περίπτωση οι ίνες κολλαγόνου δε διακρίνονται τόσο ξεκάθαρα όσο στις εικόνες 6.6 α) και β). Η πιο πιθανή αιτία είναι η αλλοίωση των ινών κολλαγόνου στο χρονικό διάστημα που μεσολάβησε. Δεν αποκλείεται βέβαια η διαφορετική εικόνα να οφείλεται και στο πάχος του στρώματος στο συγκεκριμένο σημείο.



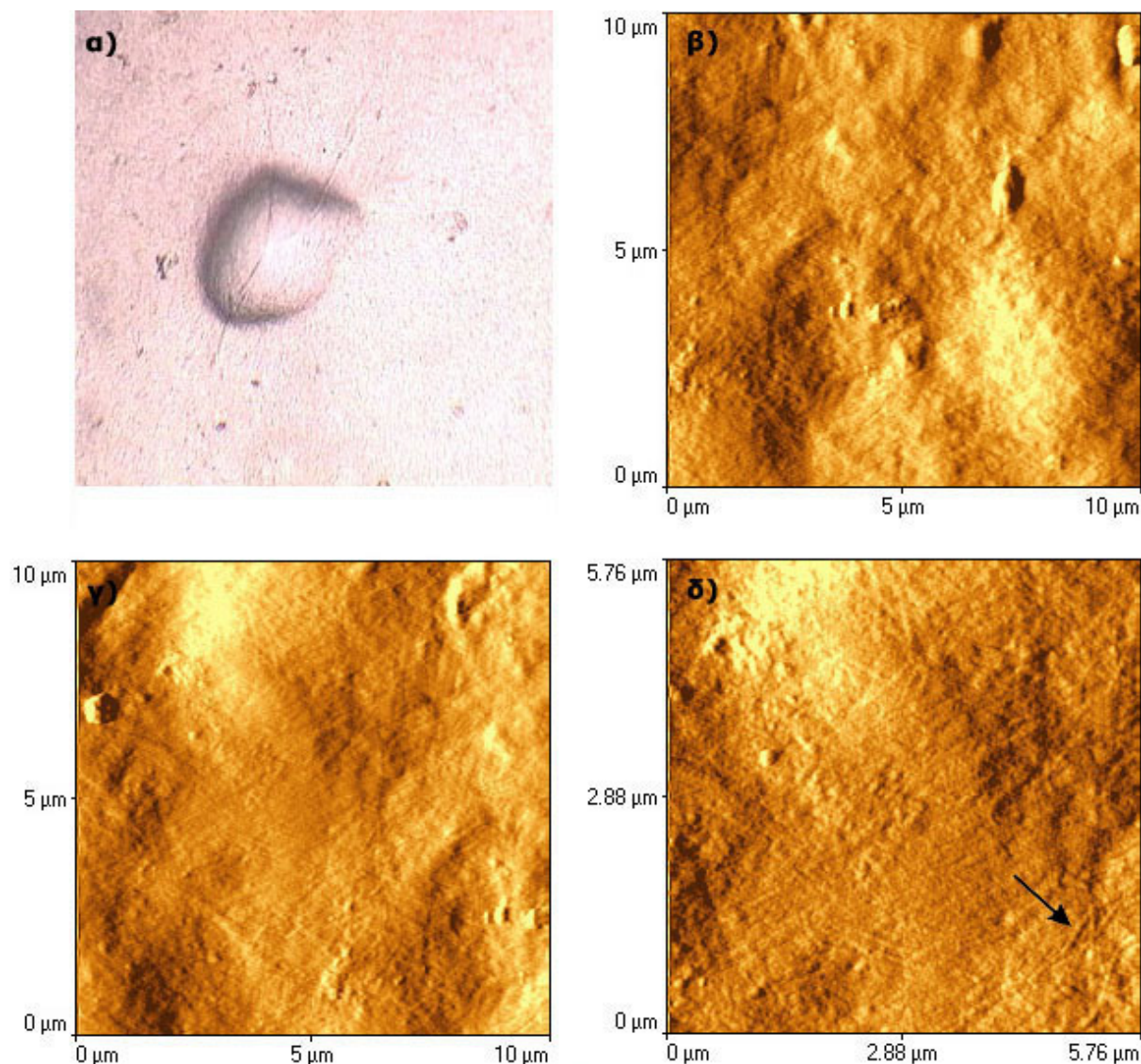
**εικ. 6.6:** Απεικόνιση της επιφάνειας του πρόσθιου τμήματος του κερατοειδικού στρώματος της μη ακτινοβολημένης περιοχής του δείγματος 2 σε δύο διαφορετικές μεγεθύνσεις, α) Αποδομημένο υλικό (debris) (μαύρος κύκλος) β) Ίνες κολλαγόνου (μαύρο βέλος)



**εικ. 6.7:** Απεικόνιση της επιφάνειας του πρόσθιου τμήματος του κερατοειδικού στρώματος κατά την εξέταση του δείγματός 20 μέρες μετά τη λήψη του. Διακρίνονται αχνά οι ίνες κολλαγόνου σε τυχαία διάταξη.

Στην εικόνα 6.8 απεικονίζεται κρατήρας που έχει δημιουργηθεί μετά από ακτινοβολήση του δείγματος 2 με 30 παλμούς και πυκνότητα ενέργειας  $F=0,56 J/cm^2$ . Η εικόνα 6.8 α) έχει ληφθεί από το οπτικό μικροσκόπιο με μεγέθυνση 10x, ενώ οι υπόλοιπες [εικ. 6.8 β), γ)] είναι οι τοπογραφίες AFM του εσωτερικού του κρατήρα. Σύμφωνα με τον εκτιμώμενο ρυθμό αποδόμησης οι 30 παλμοί αντιστοιχούν σε βάθος κρατήρα 39-48  $\mu m$  [εικόνα 6.9]. Λόγω του ότι το πάχος του στρώματος πάνω στους συγκεκριμένους κερατοειδικούς κρημούς είναι μόνο μερικά  $\mu m$ , η αποδομημένη επιφάνεια που απεικονίζεται στην εικόνα 6.8 βρίσκεται εντός του επιθηλίου.

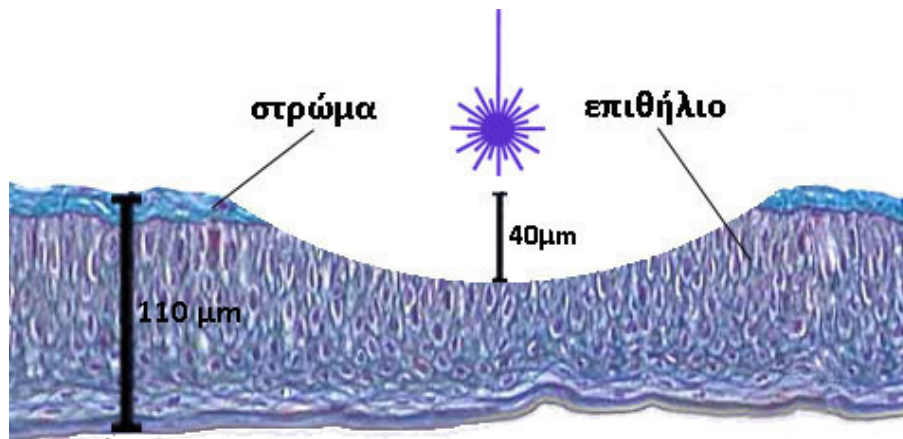




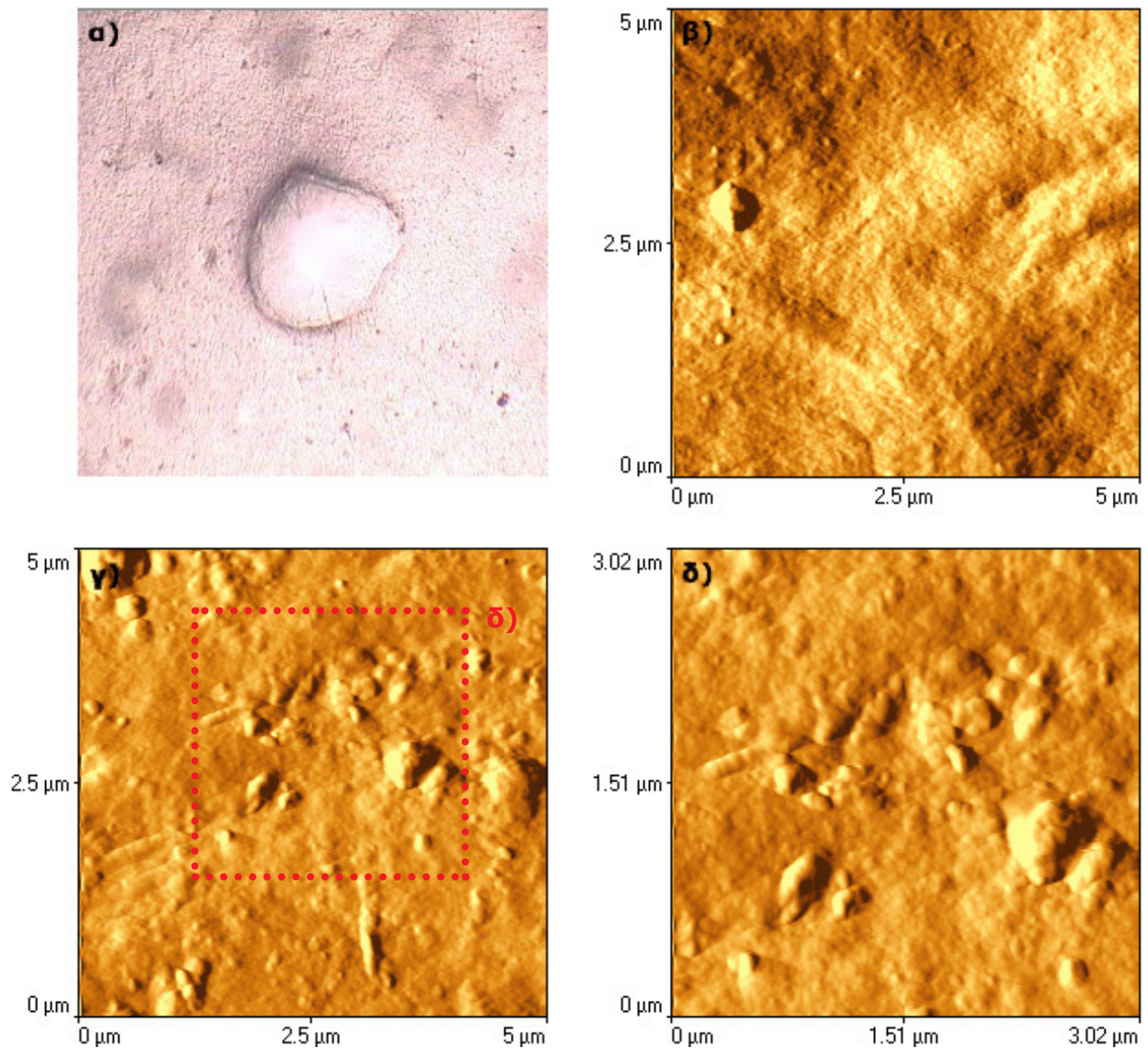
**εικ. 6.8:** Εικόνες οπτικού μικροσκοπίου κρατήρα της επιφάνειας του κερατοειδούς ακτινοβολημένου με 30 παλμούς και  $F= 0.56 J/cm^2$ . β), γ) Εικόνες AFM από το εσωτερικό του κρατήρα. δ) Υπολείμματα ιών κολλαγόνου (μαύρο βέλος).

Όπως είναι αναμενόμενο στις AFM τοπογραφίες των εικόνων 6.8 β) και γ) δεν διακρίνονται ίνες κολλαγόνου, λόγω του ότι ο πυθμένας του κρατήρα βρίσκεται εντός του επιθηλίου. Μόνο στην εικόνα 6.8 δ) που είναι σε μεγαλύτερη μεγέθυνση, διακρίνονται κάποια υπολείμματα ιών κολλαγόνου (μαύρο βέλος). Η παρουσία προϊόντων αποδόμησης είναι περιορισμένη.

Στην εικόνα 6.10 α) απεικονίζεται κρατήρας που έχει ακτινοβοληθεί με 50 παλμούς και πυκνότητα ενέργειας  $F=0,56 J/cm^2$ . Το εσωτερικό του [εικ. 6.10 β)] παρουσιάζει παρόμοια εικόνα με αυτή του κρατήρα της εικόνας 6.8 δ), μόνο που εδώ δεν εμφανίζονται καθόλου υπολείμματα ιών κολλαγόνου. Κοντά στα όρια της αποδομημένης περιοχής [εικ. 6.10 γ), δ)] παρατηρούνται διάσπαρτα τμήματα αποδομημένου κερατοειδικού ιστού, το μέγεθος των οποίων είναι της τάξης μερικών εκατοντάδων νανομέτρων.



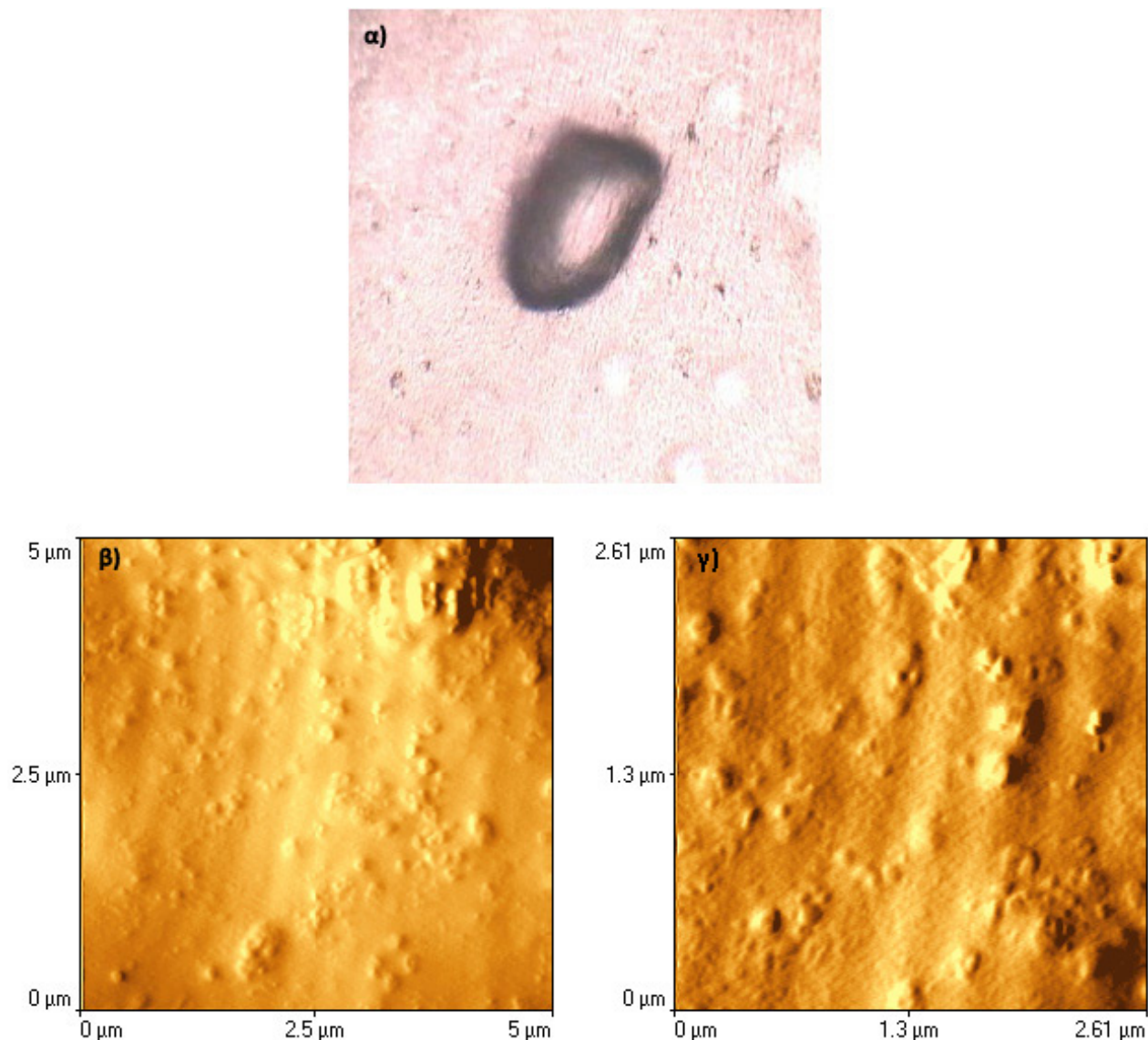
**εικ. 6.9:** Αναπαράσταση του βάθους του κρατήρα που έχει σχηματιστεί με 30 παλμούς στο δείγμα 2. Ο πυθμένας του κρατήρα βρίσκεται εντός του επιθηλίου



**εικ. 6.10:** α) Εικόνα οπτικού μικροσκοπίου κρατήρα της επιφάνειας του κερατοειδούς με 50 παλμούς και  $F=0.56 J/cm^2$  β) Εικόνα AFM από το εσωτερικό του κρατήρα γ) Εικόνα κοντά στα όρια της φωτοαποδομημένης περιοχής. Είναι αισθητή η παρουσία τμημάτων αποδομημένου ιστού δ) Μεγέθυνση της γ)

### 6.3.2 Εξέταση δειγμάτων από την πλευρά του επιθηλίου

Το δείγμα 3 εξετάστηκε 13 μέρες μετά την λήψη του και 5 μέρες μετά την ακτινοβολήση του από την πλευρά του επιθηλίου. Στην εικόνα 6.11 απεικονίζεται σε μεγέθυνση 10x ο κρατήρας που έχει δημιουργηθεί από 25 παλμούς με πυκνότητα ενέργειας  $F=0,52 J/cm^2$ . Το βάθος του κρατήρα εκτιμάται μεταξύ 32,5 και 40  $\mu m$  εντός του επιθηλίου.

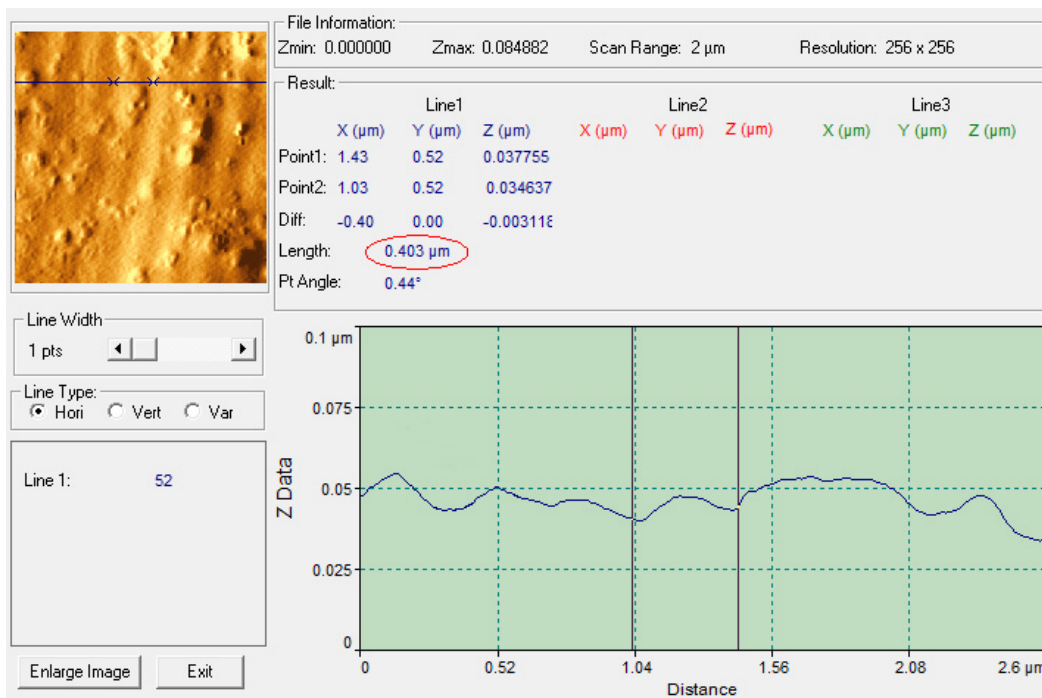


**εικ. 6.11:** α) Εικόνα οπτικού μικροσκοπίου κρατήρα της επιφάνειας του κερατοειδούς με 25 παλμούς και  $F= 0.52 J/cm^2$ . β)-γ) Εικόνες AFM από το εσωτερικό του κρατήρα σε δύο διαφορετικές μεγεθύνσεις. Διακρίνονται περιοδικοί κυματισμοί οι οποίοι αποδίδονται σε φαινόμενα συμβολής.

Η επιφάνεια του κρατήρα παρουσιάζεται σχετικά λεία, ενώ υπάρχουν διάσπαρτα θραύσματα αποδομημένου ιστού, πιθανότατα υπολείμματα επιθηλιακών κυττάρων. Στα τοιχώματα στο εσωτερικό του κρατήρα παρατηρούνται αχνοί περιοδικοί κυματισμοί. Η απόσταση μεταξύ των κυματισμών (ρυτιδώσεων), όπως αυτή μετρήθηκε με τη βοήθεια του λογισμικού του AFM [εικ. 6.12], κυμαίνεται μεταξύ 350 και 500 nm, δηλαδή περίπου διπλάσια του μήκους κύματος των 213 nm. Η εμφάνιση τους μπορεί να αποδοθεί σε φαινόμενα συμβολής μεταξύ του προσπίπτοντος και του σκεδαζόμενου κύματος της ακτινοβολίας laser.

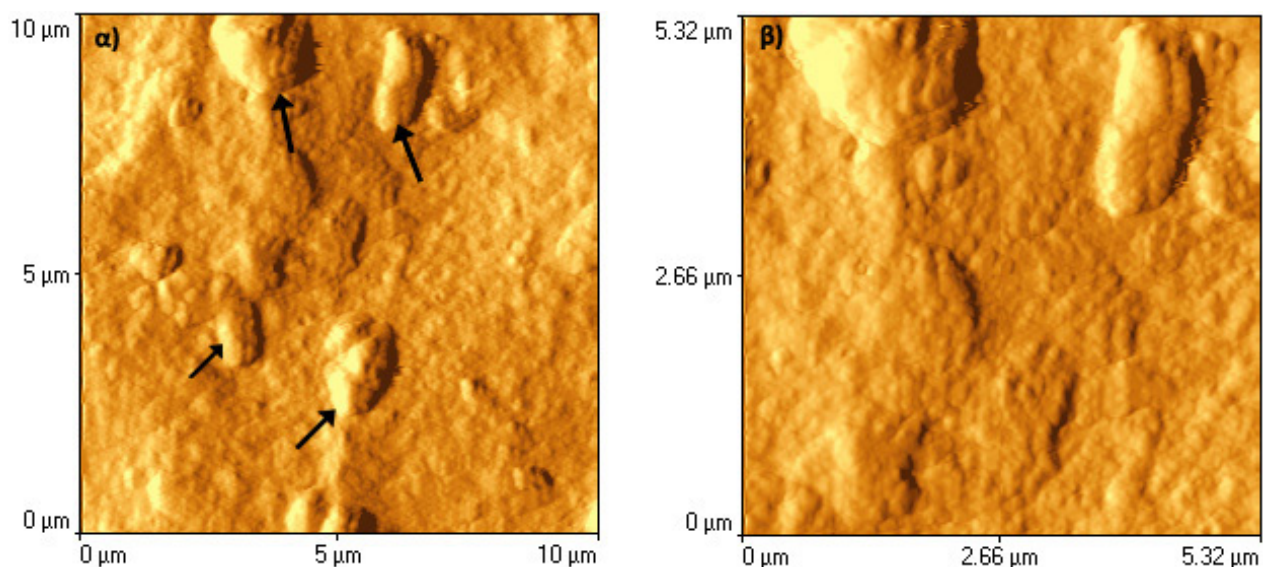
Η απόσταση  $\Lambda$  των ρυτιδώσεων δίνεται από τη σχέση  $\Lambda = \lambda / (1 \pm \sin\theta)^{[29]}$ , όπου  $\lambda$  είναι το μήκος κύματος και  $\theta$  η γωνία της ακτινοβολίας στην επιφάνεια. Δεδομένης της γωνιακής εξάρτησης, οι ρυτιδώσεις στην επιφάνεια πρέπει να είναι αποτέλεσμα της συμβολής της προσπίπτουσας ακτινοβολίας με ένα σκεδαζόμενο κύμα, το οποίο διαδίδεται κατά μήκος της επιφάνειας. Για  $\Lambda < \lambda$  οι ρυτιδώσεις είναι αποτέλεσμα της συμβολής της προσπίπτουσας ακτινοβολίας με το προς τα πάνω διαδιδόμενο κύμα, ενώ όταν  $\Lambda > \lambda$  είναι αποτέλεσμα της συμβολής με το προς τα κάτω διαδιδόμενο.

Στο συγκεκριμένο πειράματα ο κερατοειδικός κρημνός είχε τοποθετηθεί κάθετα στην επιφάνεια, οπότε θα περιμέναμε  $\Lambda \approx \lambda = 213 \text{ nm}$ , αντί του  $\Lambda \approx 2\lambda$  που προκύπτει. Αυτό μπορεί να οφείλεται στο ότι καθώς η δέσμη αποδομεί την επιφάνεια του κερατοειδούς, η γωνία πρόσπτωσής της με τα τοιχώματα του κρατήρα ολοένα και μεγαλώνει.



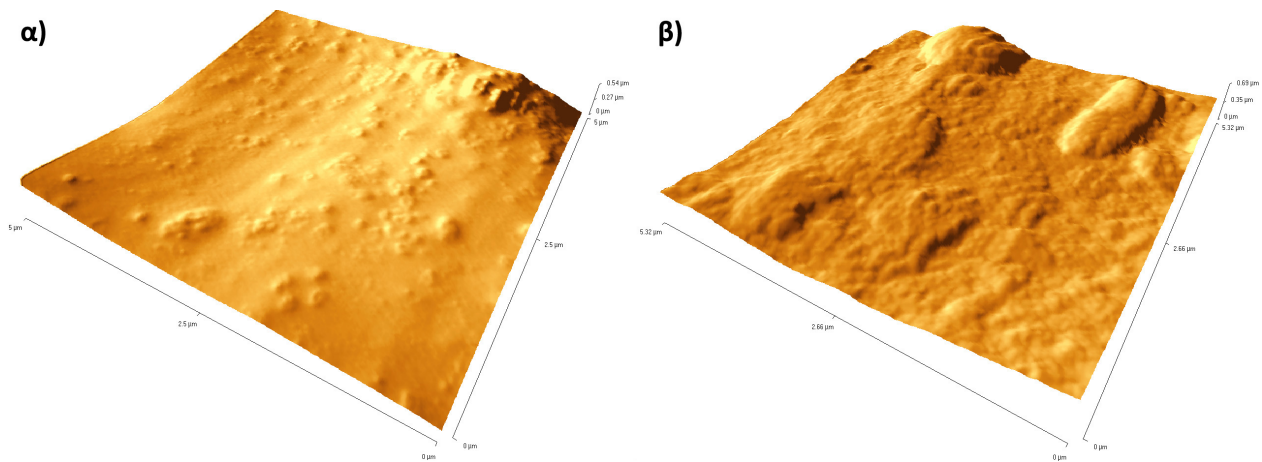
**εικ. 6.12:** Μέτρηση της απόστασης μεταξύ δύο διαφορετικών ελαχίστων των περιοδικών ρυτιδώσεων της εικόνας 6.10 γ). Η μέτρηση έγινε με το λογισμικό SPMLab Analysis V7.00 και στη συγκεκριμένη περίπτωση βρέθηκε  $\Lambda = 0,403 \mu\text{m}$  (κόκκινος κύκλος).

Στην εικόνα 6.13 απεικονίζεται η τοπογραφία AFM του ανέπαφου τμήματος του δείγματος 3 κοντά στο χείλος του κρατήρα. Η επιφάνεια του ανέπαφου επιθηλίου παρουσιάζει παρόμοια μορφολογία με αυτή που έχει παρατηρηθεί σε προηγούμενες μελέτες με AFM<sup>[53],[66]</sup>. Η επιφάνεια των επιθηλιακών κυττάρων καλύπτεται από σφαιροειδείς μικροπροεξοχές, των οποίων το μέγεθος κυμαίνεται μεταξύ 8 και 20 nm. Οι μεγαλύτερες δομές που εξέχουν από την επιφάνεια - μαύρα βέλη, |εικόνα 6.12 α)| - είναι πιθανότατα τμήματα επιθηλιακών κυττάρων, τα οποία έχουν επικαθήσει εκεί μετά την αποδόμηση. Στις εικόνες 6.13 δεν διακρίνονται τα όρια μεταξύ των επιθηλιακών κυττάρων. Αυτό πιθανότατα οφείλεται στην αλλοίωση των χαρακτηριστικών τους λόγω του διαστήματος που μεσολάβησε μέχρι την εξέταση των δειγμάτων. Υπάρχει επίσης η πιθανότητα η εικόνα 6.13 να απεικονίζει την επιφάνεια ενός μόνο επιθηλιακού κυττάρου, καθώς το μήκος τους μπορεί να ξεπεράσει τα 15  $\mu\text{m}$ <sup>[53]</sup>.



**ΕΙΚ. 6.13:** α) Τοπογραφία AFM της επιφάνειας του κερατοειδούς κοντά στα χείλη του κρατήρα. β) Μεγέθυνση του άνω τμήματος της προηγούμενης εικόνας. Διακρίνονται οι μικροπροεξοχές της επιφάνειας των επιθηλιακών κυττάρων. Οι μεγαλύτερες δομές (μαύρα βέλη) είναι τμήματα αποδομημένων επιθηλιακών κυττάρων.

Στις εικόνες 6.14 α) και β) παρουσιάζονται οι τρισδιάστατες τοπογραφίες της επιφάνειας στο εσωτερικό και εξωτερικό του κρατήρα αντίστοιχα. Από τις εικόνες γίνεται αντιληπτό ότι η επιφάνεια στο εσωτερικό του κρατήρα είναι περισσότερο λεία από ότι στην εξωτερική περιοχή, γύρω από το χείλος του. Αυτή η παρατήρηση επιβεβαιώνεται και από την ποσοτική μέτρηση της τραχύτητας εντός μιας επιφάνειας  $2,5 \mu\text{m} \times 2,5 \mu\text{m}$ . Στο εσωτερικό του κρατήρα η τραχύτητα βρέθηκε  $R_{25p} = 36,3 \text{ nm}$  έναντι  $R_{unir} = 78,3 \text{ nm}$  στο εξωτερικό.



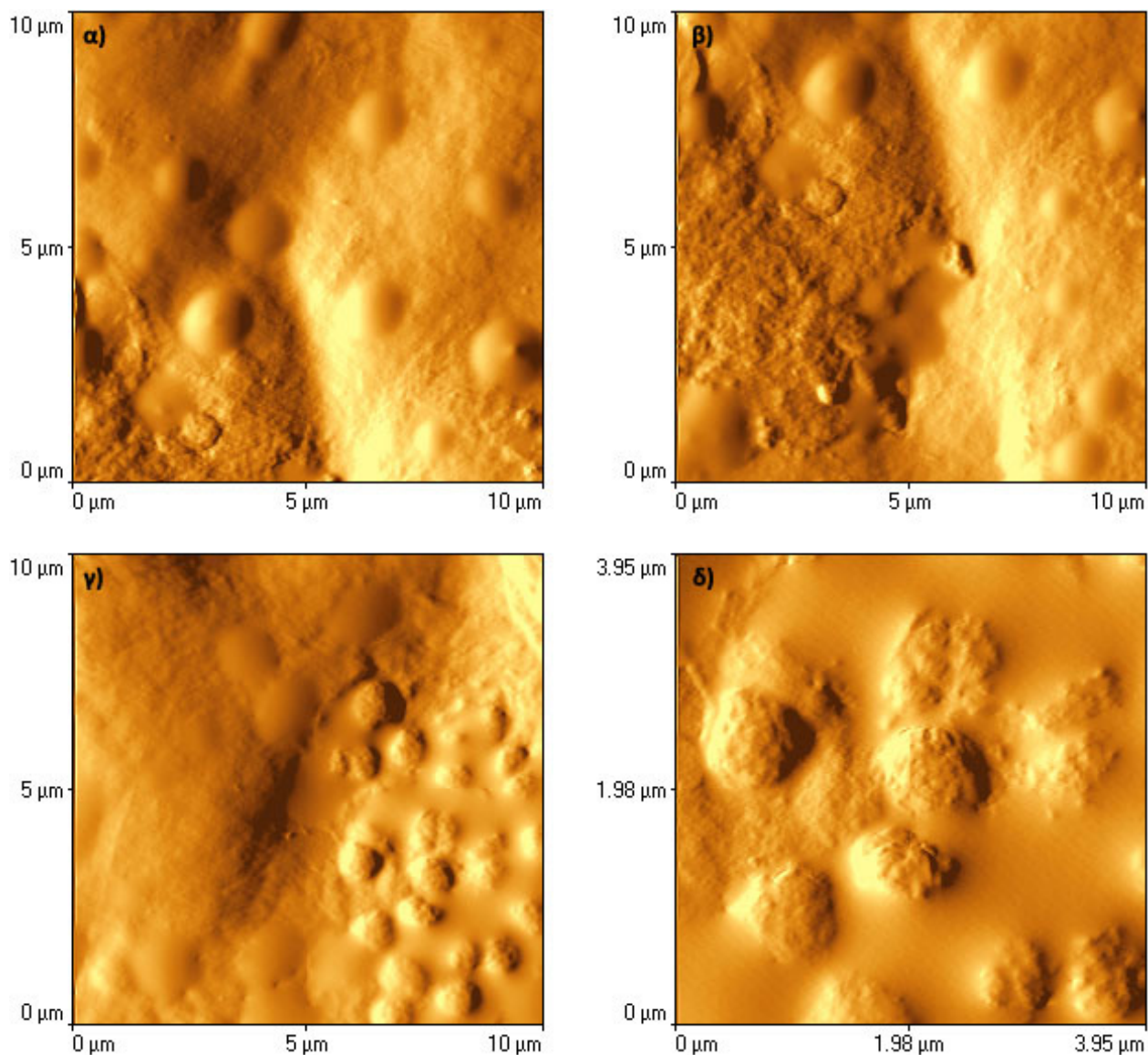
**εικ. 6.14:** α) Τρισδιάστατη απεικόνιση της περιοχής της εικόνας 6.11 α) από το εσωτερικό του κρατήρα. β) Τρισδιάστατη απεικόνιση της περιοχής της εικόνας 6.13 β) κοντά στα χείλη του κρατήρα.

Το δείγμα 4 ακτινοβολήθηκε και εξετάστηκε 20 μέρες μετά τη λήψη του. Λόγω του σχετικά μεγάλου χρονικού διαστήματος προκλήθηκε αλλοίωση του δείγματος. Αυτό έγινε αρχικά αντιληπτό από την παρουσία μικρών σωματιδίων εντός του διαλύματος αιθανόλης, που είχε σαν αποτέλεσμα αυτό να εμφανίζεται θολωμένο [εικ. 6.15].

Από την εξέταση του συγκεκριμένου δείγματος με το AFM επιβεβαιώνεται η αλλοίωση του. Στη μη ακτινοβολημένη περιοχή του παρατηρούνται σφαιρικές δομές διαμέτρου της τάξης του  $1 \mu m$  [εικ 6.16 α)-δ)], οι οποίες δεν παρατηρήθηκαν σε κανένα άλλο δείγμα. Η επιφάνεια του επιθηλίου εμφανίζεται περισσότερο λεία και καλύπτεται σε πολύ μικρότερο βαθμό από σφαιροειδείς μικροπροεξοχές. Η εικόνα αυτή υποδεικνύει αλλοίωση των χαρακτηριστικών των επιθηλιακών κυττάρων ή ακόμα και απομάκρυνση ολόκληρων κυττάρων από την επιφάνεια. Το τελευταίο μπορεί να οφείλεται στην κατεργασία του ιστού<sup>[66]</sup>, αλλά κυρίως στην μεγάλο χρόνο παραμονής του δείγματος εντός της αιθανόλης.



**εικ. 6.15:** Το φιαλίδιο που περιείχε το δείγμα 4. Το θολό διάλυμα αιθανόλης μαρτυρά την αλλοίωση του δείγματος.



**ΕΙΚ. 6.16:** α)-γ) Τοπογραφίες AFM της μη ακτινοβολημένης επιφάνειας του δείγματος 4. Η υφή της επιφάνειας των επιθηλιακών κυττάρων εμφανίζεται αλλοιωμένη, ενώ την εμφάνισή τους έχουν κάνει σφαιροειδείς λείες δομές.

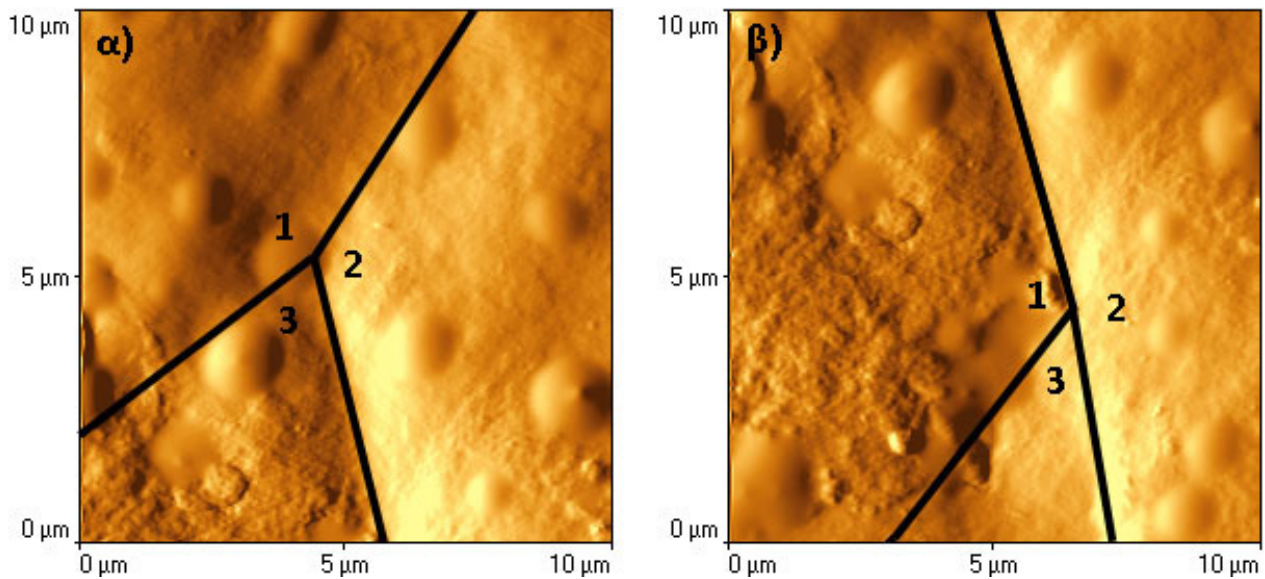
Στις εικόνες 6.16 α) και β) διακρίνονται σαφέστερα ορισμένα τα όρια μεταξύ των πολυγωνικών επιθηλιακών κυττάρων. Τα όρια μεταξύ των κυττάρων έχουν επισημανθεί με τις μαύρες γραμμές στις εικόνες 6.17 α) και β) αντίστοιχα. Τα κύτταρα 1 και 2 της εικόνας 6.17 α) και τα 2 και 3 της εικόνας 6.17 β) εμφανίζουν λεία επιφάνεια και αλλοιωμένα χαρακτηριστικά. Μόνο τα κύτταρα 3 και 1 των εικόνων 6.17 α) και β) αντίστοιχα εμφανίζουν τη χαρακτηριστική υφή της επιφάνειας των επιθηλιακών κυττάρων.

Στις εικόνες 6.18 α)-δ) φαίνεται η αποδομημένη επιφάνεια του εσωτερικού των κρατήρων. Εντός της ακτινοβολημένης περιοχής η εμφάνιση των σφαιρικών δομών, που παρατηρήθηκαν στα μη ακτινοβολημένα τμήματα, είναι περιορισμένη. Αυτό είναι

αναμενόμενο, καθώς η αποδόμηση φέρνει στην επιφάνεια τμήματα του ιστού που έχουν αλλοιωθεί σε μικρότερο βαθμό.

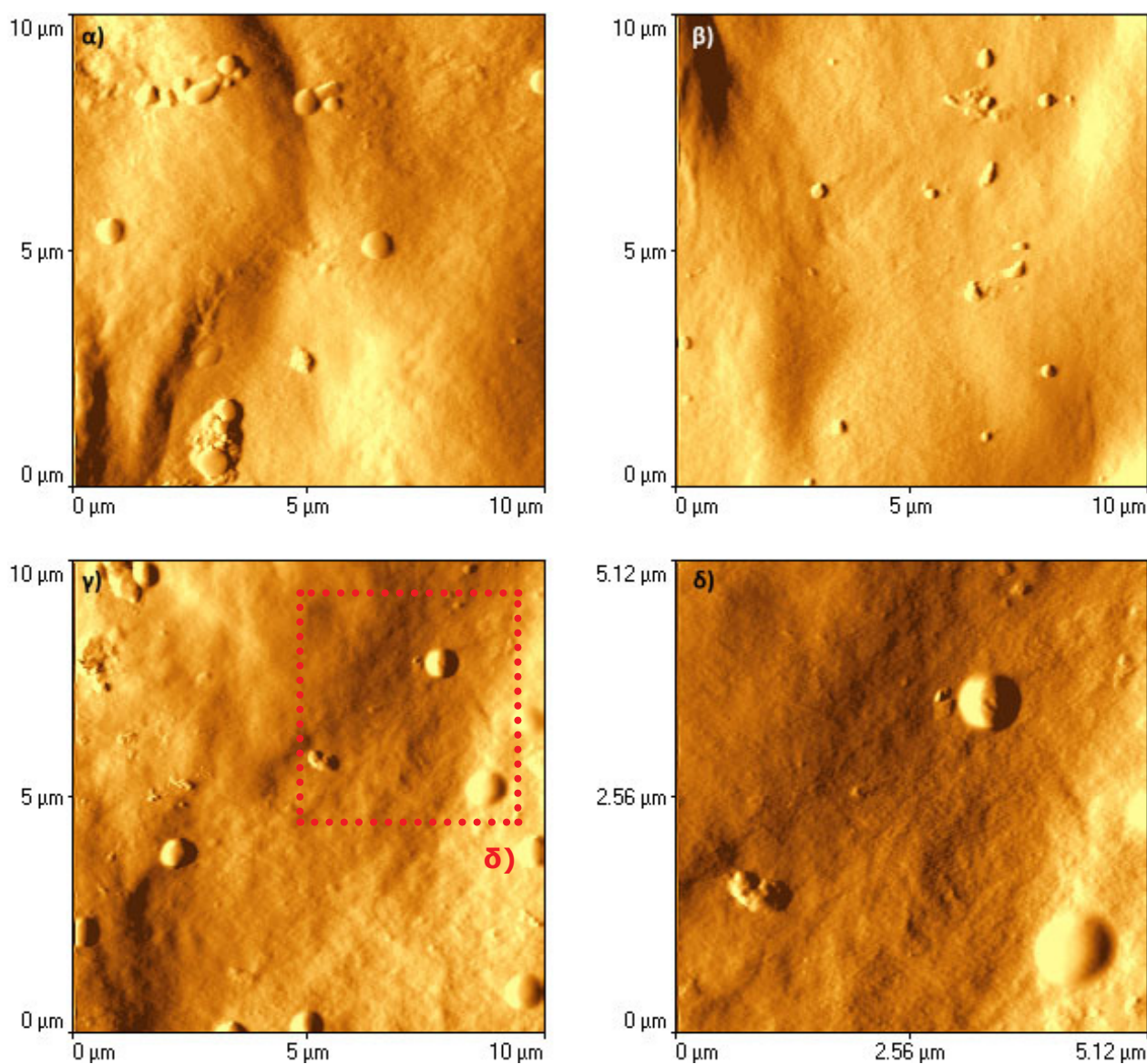
Συνολικά οι αποδομημένες επιφάνειες εμφανίζονται περισσότερο λείες, ενώ είναι ελάχιστη η παρουσία θραυσμάτων φωτοαποδόμησης. Επιπλέον δεν παρατηρείται θερμική αλλοίωση της επιφάνειας.

Η καλή ποιότητα των χαρακτηριστών των ακτινοβολημένων περιοχών επιβεβαιώνεται και από τις ποσοτικές μετρήσεις. Μετρώντας την τραχύτητα των μη ακτινοβολημένων περιοχών που αντιστοιχούν στις εικόνες 6.16 α) και β), προκύπτουν  $R_{un1}=232\text{ nm}$  και  $R_{un2}=243\text{ nm}$  αντίστοιχα. Η αντίστοιχη μέτρηση στον πυθμένα του κρατήρα εκείνου [εικ. 6.18 β)] που βρίσκεται πλησιέστερα στις συγκεκριμένες περιοχές έδωσε  $R_{20p}=194\text{ nm}$ .



**εικ. 6.17:** Επισήμανση με μαύρες γραμμές των ορίων μεταξύ τριών γειτονικών επιθηλιακών κυττάρων των εικόνων 6.16 α) και β).





**εικ. 6.18:** Τοπογραφίες AFM της ακτινοβολημένης με πυκνότητα ενέργειας  $F = 0,47 \text{ J/cm}^2$  επιφάνειας του δείγματος 4. α) Πυθμένας κρατήρα με 35 παλμούς β) Πυθμένας κρατήρα με 20 παλμούς γ) Πυθμένας κρατήρα με 25 παλμούς. δ) Μεγέθυνση τμήματος της εικόνας γ)

#### 6.4 Μέτρηση του μέτρου ελαστικότητας του κερατοειδούς με την τεχνική της φασματοσκοπίας δυνάμεων του AFM

Η τεχνική της φασματοσκοπίας δυνάμεων του AFM δίνει τη δυνατότητα να ανιχνευθούν οι νανομηχανικές, καθώς και άλλες θεμελιώδεις ιδιότητες της επιφάνειας του δείγματος. Αυτό επιτυγχάνεται με την καταγραφή της απόκλισης του άκρου του βραχίονα, καθώς αυτός κινείται προς την επιφάνεια, έρχεται σε επαφή με αυτή και τέλος απομακρύνεται. Από τη διαδικασία αυτή προκύπτει ένα διάγραμμα με την καμπύλη της απόκλισης του άκρου του βραχίονα συναρτήσει της σχετικής θέσης του βραχίονα με την επιφάνεια του δείγματος.

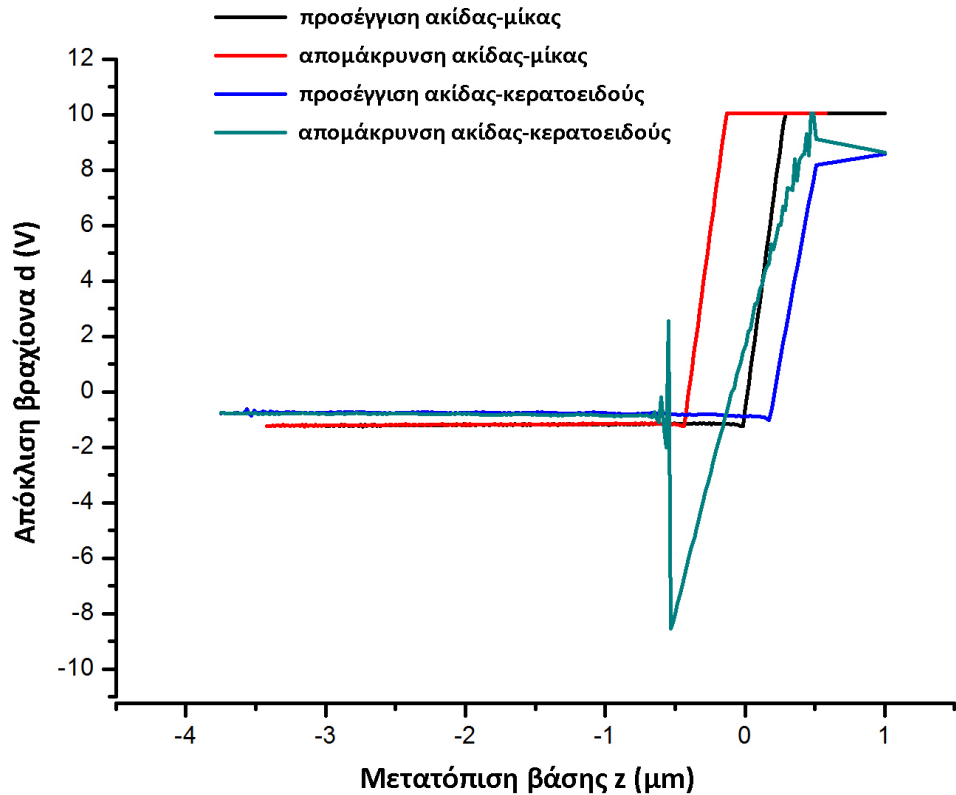
Από ένα τέτοιο διάγραμμα προσδιορίζονται, με μεγάλη ακρίβεια, οι δυνάμεις αλληλεπίδρασης μεταξύ της ακίδας στο άκρο του βραχίονα και της επιφάνειας του δείγματος. Από την κατάλληλη επεξεργασία των παραπάνω δεδομένων είναι δυνατός ο ποσοτικός υπολογισμός μηχανικών ιδιοτήτων του εξεταζόμενου δείγματος, όπως το μέτρο ελαστικότητάς του. Η διαδικασία για τον υπολογισμό του μέτρου ελαστικότητας είναι η ακόλουθη:

Αρχικά πρέπει να ληφθεί μια καμπύλη αναφοράς από ένα επίπεδο, καθαρό και σκληρό υπόστρωμα (στη συγκεκριμένη περίπτωση μίκα), του οποίου την επιφάνεια δεν είναι ικανή να παραμορφώσει η ακίδα ερχόμενη σε επαφή με αυτή. Σε αυτή την περίπτωση, όταν δηλαδή δεν υφίσταται μετρήσιμη παραμόρφωση, η απόκλιση της ακίδας είναι αντίστοιχη της κίνησης της πιεζοηλεκτρικής βάσης. Αυτό σε ένα διάγραμμα απόκλισης βραχίονα-μετατόπισης βάσης αποτυπώνεται με μια ευθεία γραμμή (μαύρη γραμμή στο διάγραμμα της εικόνας 6.19).

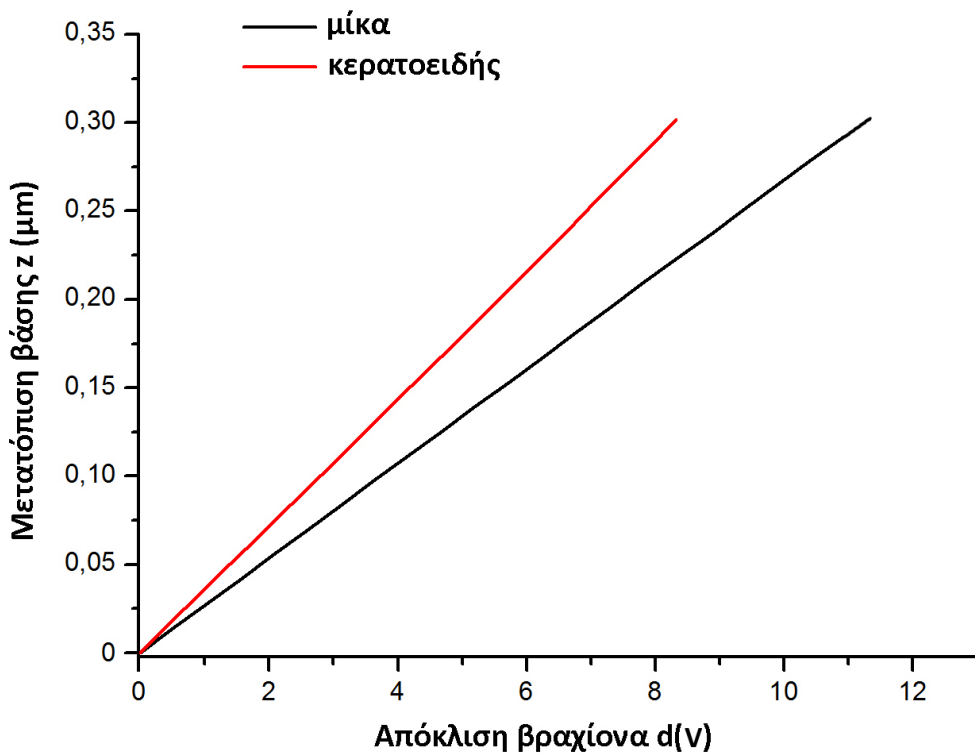
Στη συνέχεια, τοποθετείται στο AFM το δείγμα που μας ενδιαφέρει. Πρώτα λαμβάνεται σε λειτουργία επαφής μια εικόνα τοπογραφίας της επιφάνειας. Αυτό μας επιτρέπει να επιλέξουμε με μεγάλη ακρίβεια το σημείο στο οποίο θα πάρουμε τη μέτρηση, ώστε να είναι όσο το δυνατόν αντιπροσωπευτικότερο των ιδιοτήτων του δείγματος. Η σταθερά ελατηρίου του AFM βραχίονα πρέπει να είναι αρκετά μεγάλη, ώστε προκαλείται παραμόρφωση του εξεταζόμενου δείγματος. Λόγω της παραμόρφωσης η κλίση της προκύπτουσας καμπύλης θα είναι μικρότερη από ότι στην περίπτωση της σκληρής επιφάνειας (μπλε γραμμή εικόνα 6.19). Από τις διαφορές μεταξύ της καμπύλης αναφοράς και της καμπύλης του δείγματος μπορούν να προσδιοριστούν κάποιες από τις μηχανικές ιδιότητες του τελευταίου.

Για τον μη ακτινοβολημένο κερατοειδή [δείγμα 1] και τη μίκα προέκυψε το διάγραμμα της απόκλισης ( $d$ ) ως προς τη μετατόπιση ( $z$ ) της εικόνας 6.19. Για τον υπολογισμό του μέτρου ελαστικότητας μας ενδιαφέρουν από το συγκεκριμένο διάγραμμα αποκλειστικά οι κλάδοι προσέγγισης των καμπυλών και πιο συγκεκριμένα το τμήμα από την επαφή της ακίδας με το δείγμα ως το τέλος της προσέγγισης<sup>[74]</sup>.

Τα τμήματα των καμπυλών προσέγγισης του δείγματος και της μίκας πρέπει να μετατοπιστούν κατάλληλα, ώστε να έχουν κοινή αρχή στο σημείο  $(0,0)$ . Δηλαδή ως αρχή της μετατόπισης  $z$  θεωρείται το σημείο όπου η απόκλιση και κατ' επέκταση η δύναμη, είναι μηδενική. Από το διάγραμμα που προκύπτει από αυτή τη διαδικασία [εικόνα 6.20] μπορεί να εξαχθεί η παραμόρφωση του δείγματος  $\Delta z$  ως η διαφορά των τιμών της μετατόπισης  $z_s$  για το δείγμα και των αντίστοιχων τιμών  $z_m$  για τη μίκα, για την ίδια τιμή της απόκλισης του βραχίονα  $d$  ( $\Delta z = z_s - z_m$ ). Με αυτόν τον τρόπο είναι δυνατό να μελετηθεί η παραμόρφωση του δείγματος ως συνάρτηση της απόκλισης του βραχίονα  $d$ .



**εικ. 6.19:** Διάγραμμα απόκλισης του βραχίονα  $d$  συναρτήσει της μετατόπισης της πιεζοηλεκτρικής βάσης  $z$  σε έναν ολόκληρο κύκλο προσέγγισης-απομάκρυνσης για τη μίκα και το δείγμα του κερατοειδούς.



**εικ. 6.20:** Διάγραμμα μετατόπισης της πιεζοηλεκτρικής βάσης  $z$  συναρτήσει της απόκλισης του βραχίονα  $d$  για τη μίκα και το δείγμα του κερατοειδούς. Από τις διαφορές στις τιμές μεταξύ των δύο προκύπτει η παραμόρφωση  $\Delta z$  του δειγματος του κερατοειδούς από την ακίδα.

Σύμφωνα με το μηχανικό μοντέλο που έχει προταθεί για τον υπολογισμό του μέτρου ελαστικότητας από AFM δεδομένα, το οποίο βασίζεται στο μοντέλο του Hertz (1881)<sup>[30],[68],[74]</sup> για όταν δύο επιφάνειες έρχονται σε επαφή, ισχύουν οι παρακάτω σχέσεις:

$$\Delta Z = a F^b. \quad |6.2|$$

Για μια καλή προσέγγιση των ιδιοτήτων της ακίδας του AFM ισχύει:

$$b = 2/3, a = \sqrt[3]{\left(\frac{3}{4E_r\sqrt{r}}\right)^2} \quad |6.3|$$

όπου  $E_r$  το ανηγμένο μέτρο ελαστικότητας του συστήματος ακίδας - δείγματος και  $r$  η ακτίνα καμπυλότητας της κορυφής της ακίδας, η οποία κατά προσέγγιση ισούται με 25 nm. Το ανηγμένο μέτρο ελαστικότητας δίνεται από τη σχέση:

$$E_r = \left( \frac{1-\nu_s^2}{E_s} + \frac{1-\nu_{tip}^2}{E_{tip}} \right)^{-1}, \quad |6.4|$$

όπου  $E_s, E_{tip}$  και  $\nu_s, \nu_{tip}$  τα μέτρα ελαστικότητας και οι λόγοι Poisson του δείγματος και της ακίδας αντίστοιχα. Στην περίπτωση ενός μαλακού δείγματος, όπου  $E_{tip} \gg E_s$  η σχέση 6.4 μπορεί να απλοποιηθεί στην

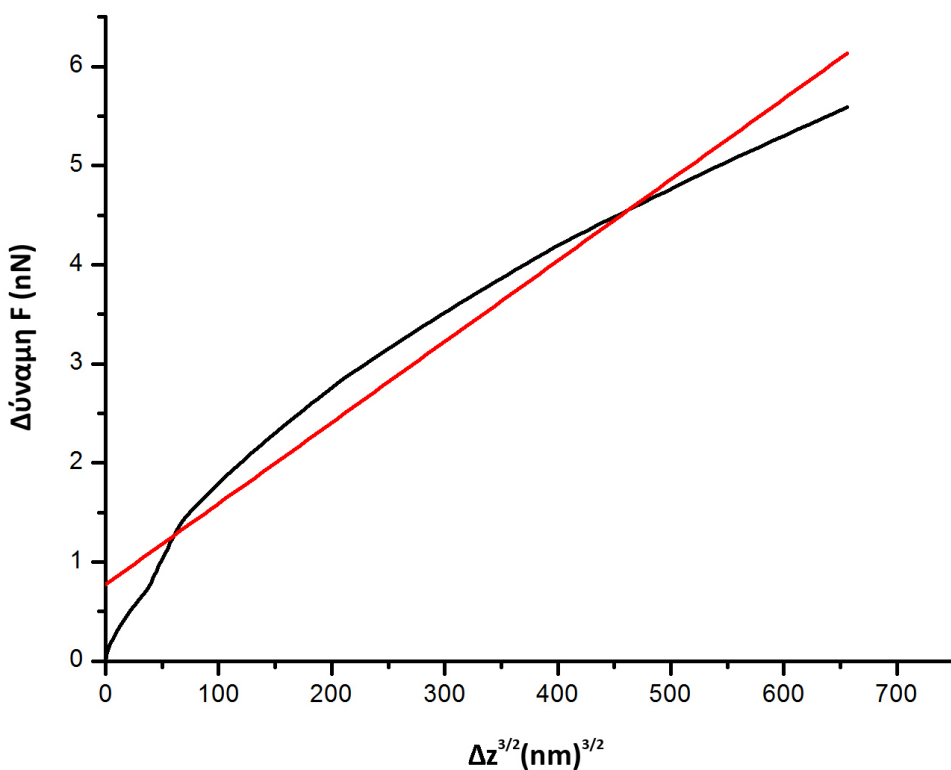
$$E_s \approx (1-\nu_s^2) E_r. \quad |6.5|$$

Στην περίπτωση του κερατοειδούς  $\nu_s \approx 0,5$ , λόγω του ότι αποτελείται κυρίως από νερό το οποίο θεωρείται ασυμπίεστο<sup>[4][76]</sup>. Συνδυάζοντας τις σχέσεις 6.2 και 6.3 προκύπτει ότι:

$$F = \frac{4}{3} E_r r^{1/2} \Delta Z^{3/2} \Rightarrow \frac{F}{\Delta Z^{3/2}} = \frac{4}{3} E_r r^{1/2}. \quad |6.6|$$

Από την απόκλιση του βραχίονα, τη σταθερά ελατηρίου του ( $k_c = 0,02 \text{ N/m}$ ) και τη βαθμονόμηση σε σκληρό υπόστρωμα υπολογίζεται η δύναμη αλληλεπίδρασης  $F$  μεταξύ του βραχίονα και του δείγματος. Με αυτόν τον τρόπο καταλήγουμε στο διάγραμμα που αναπαριστά την εφαρμοζόμενη δύναμη συναρτήσει της παραμόρφωση  $\Delta z$  της επιφάνειας του δείγματος.

Το αριστερό μέλος της τελευταίας σχέσης 6.6 αντιστοιχεί στην κλίση της ευθείας του διαγράμματος της εικόνας 6.21. Συνεπώς από τις σχέσεις 6.5 και 6.6 είναι δυνατό να υπολογιστεί το μέτρο ελαστικότητας.



**εικ. 6.21:** Διάγραμμα δύναμης  $F$  συναρτήσει της παραμόρφωσης  $\Delta z^{3/2}$  του κερατοειδούς (μαύρη καμπύλη). Η κόκκινη γραμμή αντιστοιχεί στην καμπύλη προσαρμογής. Η κλίση της τελευταίας αντιστοιχεί στο δεξιό μέλος της σχέσης 6.6, από την οποία υπολογίζεται το ανηγμένο μέτρο ελαστικότητας

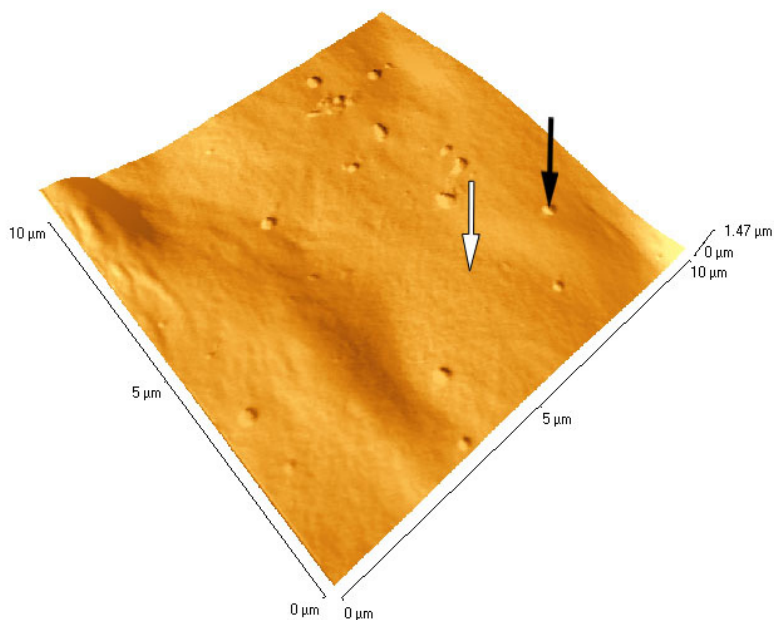
Ακολουθώντας την παραπάνω μεθοδολογία για το δείγμα του ανέπαφου κερατοειδικού κρημνού υπολογίστηκε το μέτρο ελαστικότητας  $E_{str} = 0,90 \pm 0,02 \text{ MPa}$ . Μέχρι στιγμής δεν υπάρχουν συνεπή και καταληκτικά δεδομένα σχετικά με τα μεγέθη που περιγράφουν τις εμβιομηχανικές ιδιότητες του κερατοειδούς<sup>[52]</sup>. Στην βιβλιογραφία οι αναφερόμενες τιμές για το μέτρο ελαστικότητάς του παρουσιάζουν ένα πολύ μεγάλο εύρος τιμών που κυμαίνεται μεταξύ  $0,01$  ως και  $57 \text{ MPa}$  συνήθως <sup>[52],[54]</sup>.

Ένας παράγοντας στον οποίο οφείλονται αυτές οι αποκλίσεις είναι η πολυπλοκότητα του κερατοειδούς ως υλικό, καθώς αποτελείται από ινοβλάστες (κερατοκύτταρα), ίνες κολλαγόνου και μια θεμέλιο ουσία. Ο ακριβής προσδιορισμός των ιδιοτήτων ενός σύνθετου υλικού με σημαντική εσωτερική δομή, είναι μια περίπλοκη διαδικασία. Επιπλέον τα βιολογικά υλικά χαρακτηρίζονται από μια πιο πολύπλοκη σχέση τάσης-παραμόρφωσης και συνήθως παρουσιάζουν μια μη γραμμική απόκριση, δηλαδή το μέτρο ελαστικότητας μεγαλώνει καθώς αυξάνεται η τάση που ασκείται σε αυτά. Επιπρόσθετα, ο ανθρώπινος κερατοειδής είναι ιδιαίτερα ανισοτροπικό υλικό και εμφανίζει διαφορετικές τιμές για το μέτρο ελαστικότητας σε διαφορετικές διευθύνσεις<sup>[52]</sup>.

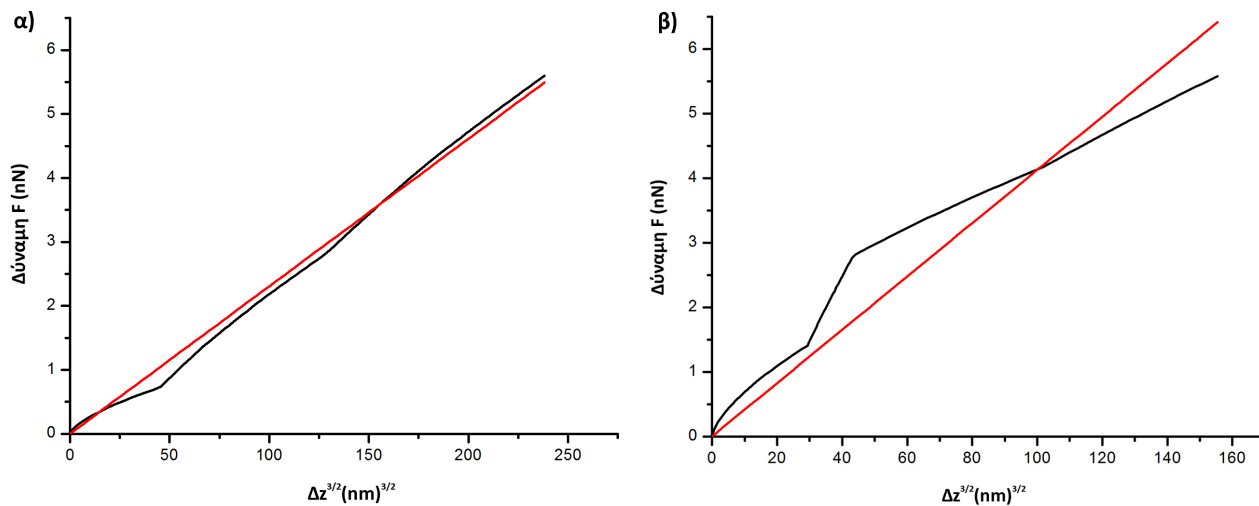
Άλλοι πολύ σημαντικοί παράγοντες στους οποίους οφείλονται οι μεγάλες αποκλίσεις στις τιμές του μέτρου ελαστικότητας του κερατοειδούς ανάμεσα στις διάφορες ερευνητικές ομάδες, είναι οι διαφορετικές τεχνικές που εφαρμόζονται για τον προσδιορισμό του, οι διαφορετικές παράμετροι της μέτρησης (μέγεθος εφαρμοζόμενης τάσης, ρυθμός φόρτισης κ.α.), η ηλικία του δότη, οι διαφορετικοί τρόποι αποθήκευσης και επεξεργασίας των δειγμάτων, καθώς και το τμήμα του ιστού που εξετάστηκε.

Στην παρούσα εργασία υπολογίστηκε η ακαμψία ενός συγκεκριμένου τμήματος του κερατοειδούς και συγκεκριμένα του πρόσθιου στρώματος. Συνεπώς τα αποτελέσματα δεν είναι άμεσα συγκρίσιμα με άλλες μελέτες στις οποίες το μέτρο ελαστικότητας προκύπτει από το άθροισμα των ιδιοτήτων όλων των στρωμάτων του κερατοειδούς. Μετρήσεις αντίστοιχου τμήματος του κερατοειδούς με την τεχνική AFM πραγματοποιήθηκαν από τους M. Lombardo et al. (2012)<sup>[54]</sup>. Στην προαναφερθείσα δημοσίευση το μέτρο ελαστικότητας κυμάνθηκε μεταξύ  $1,14$  και  $2,63$  MPa. Οι τιμές αυτές είναι σε αρκετά καλή συμφωνία με την τιμή των  $0,90$  MPa που υπολογίστηκε στο πλαίσιο της εργασίας, ειδικότερα αν λάβει κανείς υπόψη τις διαφορετικές συνθήκες επεξεργασίας και αποθήκευσης των δειγμάτων, τους διαφορετικού είδους κερατοειδείς (ανθρώπινοι έναντι χοίρου) και τις γενικότερες δυσκολίες που χαρακτηρίζουν τον ακριβή προσδιορισμό των μηχανικών ιδιοτήτων βιολογικών υλικών. Ένας ακόμα λόγος στο οποίο μπορεί να οφείλεται η απόκλιση μεταξύ των αποτελεσμάτων είναι η αβεβαιότητα στην ακριβή τιμή της σταθεράς ελατηρίου  $k$  του AFM βραχίονα. Ο κατασκευαστής δίνει μια εκτίμηση για την τιμή της, το σφάλμα της οποίας όμως μπορεί να πλησιάζει και το 100%. Αυτό είναι συνέπεια της εξάρτησής της σε μεγάλο βαθμό από το πάχος του βραχίονα, το οποίο δεν μπορεί να ελεγχθεί επακριβώς κατά την παραγωγή του. Για αυτό το λόγο, όταν οι μετρήσεις απαιτούν μεγάλη ακρίβεια, έχουν αναπτυχθεί πειραματικές μέθοδοι για τον ακριβέστερο προσδιορισμό της σταθεράς  $k$ .

Μετρήσεις για το μέτρο ελαστικότητας πραγματοποιήθηκαν και στην ακτινοβολημένη περιοχή του δείγματος 4 και συγκεκριμένα στον πυθμένα του κρατήρα που αντιστοιχεί στην εικόνα 6.18 β). Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στα δύο σημεία που επισημαίνονται στην εικόνα 6.22. Ακολουθώντας τη μεθοδολογία που περιγράφηκε σε αυτό το κεφάλαιο, προέκυψε για το σημείο της καθαρής επιφάνειας του κρατήρα (λευκό βέλος, εικ. 6.22) το διάγραμμα δύναμης  $F$ - παραμόρφωσης  $\Delta z^{3/2}$  της εικόνας 6.23 α). Από την κλίση της ευθείας και τις σχέσεις 6.5 και 6.6 υπολογίστηκε  $E_{20p}=2,59\pm 0,02$  MPa. Η ίδια διαδικασία για το σφαιρικό σωματίδιο (μαύρο βέλος εικ. 6.22 β) έδωσε το διάγραμμα της εικόνας 6.23 β) και μέτρο ελαστικότητας  $E_{par}=4,64\pm 0,04$  MPa.



**εικ. 6.22:** Τρισδιάστατη απεικόνιση της περιοχής της εικόνας 6.18 β). Πρόκειται για τον πυθμένα κρατήρα με 20 παλμούς και  $F= 0,47 J/cm^2$ . Με το λευκό και μαύρο βέλος έχουν επισημανθεί τα δύο σημεία που πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις για τον προσδιορισμό του μέτρου ελαστικότητας.



**εικ. 6.23:** Διαγράμματα δύναμης  $F$  συναρτήσει της παραμόρφωσης  $\Delta z^{3/2}$  (μαύρη καμπύλη). Η κόκκινη γραμμή αντιστοιχεί στην καμπύλη προσαρμογής.

α) Καθαρή περιοχή ακτινοβολημένου κρατήρα β) Σφαιρικό σωματίδιο

Οι μετρήσεις του μέτρου ελαστικότητας στο δείγμα 4 έδωσαν αρκετά υψηλότερες τιμές σε σχέση με το δείγμα 1. Αποκλίσεις μεταξύ των δύο δειγμάτων ήταν αναμενόμενες, καθώς η μια μέτρηση έγινε σε μη ακτινοβολημένο στρώμα κερατοειδούς [δείγμα 1] και οι άλλες δύο σε ακτινοβολημένο επιθήλιο [δείγμα 4]. Η σημαντικότερη όμως αιτία για αυτές τις αποκλίσεις πρέπει να θεωρηθεί το μεγάλο χρονικό διάστημα που μεσολάβησε μέχρι την εξέταση του δείγματος 4. Η παραμόρφωση του σχήματος του συγκεκριμένου δείγματος εντός του φιαλιδίου αποθήκευσης ήταν εμφανής δια γυμνού οφθαλμού. Συνεπώς η μεταβολή των μηχανικών του ιδιοτήτων λόγω της παρόδου του χρόνου, θεωρείται αναμενόμενη.

Το σχεδόν διπλάσιο μέτρο ελαστικότητας του σφαιρικού σωματιδίου σε σχέση με την επιφάνεια του πυθμένα γύρω του, επιβεβαιώνει τη μεγάλη χωρική ακρίβεια της συγκεκριμένης τεχνικής. Επιπλέον, καθίσταται σαφές πόσο σημαντική είναι η σωστή επιλογή του σημείου μέτρησης για την εξαγωγή αξιόπιστων συμπερασμάτων για ολόκληρο το δείγμα.

#### 6.4 Συμπεράσματα

Στην παρούσα εργασία πραγματοποιήθηκαν πειράματα ακτινοβολήσης κερατοειδικών ιστών με σκοπό την αξιολόγηση της 5ης αρμονικής του laser Nd:YAG για χρήση στη διαθλαστική χειρουργική. Ως δείγματα χρησιμοποιήθηκαν κερατοειδικοί κρημνοί χοίρου, οι οποίοι δημιουργήθηκαν από ένα femtosecond laser μικροκερατόμο. Η μελέτη της επιφάνειας των κερατοειδικών δειγμάτων πραγματοποιήθηκε με τη χρήση μιας διάταξης AFM.

Από τα πειραματικά αποτελέσματα η χρήση του laser Nd:YAG φαίνεται πολλά υποσχόμενη για μελλοντικές εφαρμογές στον τομέα της διαθλαστικής χειρουργικής. Η ακτινοβολία των 213 nm της 5<sup>ης</sup> αρμονικής του αποδείχθηκε ιδιαίτερα αποτελεσματική στην απομάκρυνση του κερατοειδικού στρώματος, καθώς και των κυττάρων του επιθηλίου, χωρίς θερμικές αλλοιώσεις ή καταστροφή των παρακείμενων ιστών. Επιπλέον η επιφάνεια των αποδομημένων περιοχών δεν εμφάνισε μεγαλύτερη τραχύτητα, ενώ η παρουσία αποδομημένου υλικού, εντός και εκτός των κρατήρων ήταν περιορισμένη. Οι κυματώσεις που παρατηρήθηκαν στα τοιχώματα ορισμένων κρατήρων αποδίδονται σε φαινόμενα συμβολής μεταξύ του προσπίπτοντος και του σκεδαζόμενου τμήματος της ακτινοβολίας laser.



Τα πειράματα που διενεργήθηκαν στο πλαίσιο της εργασίας αποτελούν μία πρώτη προσέγγιση του θέματος, καθώς υπάρχει μεγάλο περιθώριο και πολλές προοπτικές για περαιτέρω μελέτη της αλληλεπίδρασης του συγκεκριμένου μήκους κύματος με τον κερατοειδή. Πολύ σημαντική είναι η εκτίμηση των κατάλληλων παραμέτρων της ακτινοβολήσης που θα παρέχουν το βέλτιστο αποτέλεσμα ποιοτικά και ποσοτικά. Στην ποιοτική μελέτη των αποτελεσμάτων θα μπορούσαν μελλοντικά να χρησιμοποιηθούν και άλλες τεχνικές όπως η ηλεκτρονική μικροσκοπία, η οπτική τομογραφία, καθώς και ιστολογικές εξετάσεις. Για την επίτευξη του βέλτιστου ποσοτικά αποτελέσματος απαραίτητη θα ήταν μια ακριβέστερη εκτίμηση του ρυθμού αποδόμησης των διαφόρων στρωμάτων του κερατοειδούς σε ένα μεγαλύτερο εύρος πυκνότητας ενέργειας του laser. Επιπλέον η πραγματοποίηση των πειραμάτων σε ένα μεγαλύτερο αριθμό δειγμάτων είναι σίγουρο ότι θα οδηγούσε σε πιο αξιόπιστα αποτελέσματα. Τέλος, αυτό που είναι πολύ σημαντικό είναι η πραγματοποίηση των πειραμάτων σε όσο το δυνατό συντομότερο χρονικό διάστημα από τη λήψη των δειγμάτων, ώστε να μην υπάρξουν αλλοιώσεις που θα επηρεάσουν τα αποτελέσματα.

Η τεχνική AFM με την οποία μελετήθηκαν τα αποτελέσματα της ακτινοβολήσης αποδείχθηκε ιδιαίτερα αποτελεσματική για την εξέταση βιολογικών δειγμάτων. Η συγκεκριμένη τεχνική διαθέτει μεγάλη διακριτική ικανότητα και επιτρέπει την εξέταση της επιφάνειας των δειγμάτων όσο πιο κοντά γίνεται στη φυσική τους κατάσταση. Το γεγονός αυτό μας παρέχει τη δυνατότητα να παρατηρήσουμε την επιφάνεια φρέσκου και ενυδατωμένου ιστού. Σε αντίθεση με την ηλεκτρονική μικροσκοπία, η ξήρανση και η επιμετάλλωση που προκαλούν συρρίκνωση και αλλοιώσεις στους ιστούς, δεν είναι απαραίτητες. Αυτό επιτρέπει την ανάδειξη στοιχείων της επιφάνειας του ιστού, που με άλλες τεχνικές δεν θα ήταν δυνατό να διατηρηθούν.

Παρόλα τα πλεονεκτήματα της τεχνικής AFM, μερικοί περιορισμοί της την καθιστούν συμπληρωματικό εργαλείο της ηλεκτρονικής μικροσκοπίας και των άλλων τεχνικών για τη μελέτη των ιστών. Η τεχνική AFM έχει ικανότητα απεικόνισης μιας μικρής περιοχής του δείγματος (επιφάνεια μικρότερης των  $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$  και  $10\text{-}20\ \mu\text{m}$  σε ύψος). Το γεγονός αυτό δυσχεραίνει την εξέταση μίας ευρύτερης περιοχής που θα μας έδινε μια συνολικότερη εικόνα για τη κατάσταση της επιφάνειας. Επιπλέον, σε αντίθεση με την ηλεκτρονική μικροσκοπία, είναι ιδιαίτερα δύσκολη η προσέγγιση της ίδιας περιοχής για διαδοχικές απεικονίσεις σε διαφορετική κλίμακα. Τα παραπάνω έχουν σαν συνέπεια η ταυτοποίηση των δομών που παρατηρούνται στην επιφάνεια να απαιτεί ιδιαίτερη προσπάθεια.

Εκτός από τις λεπτομερείς τοπογραφίες της επιφάνειας του κερατοειδούς, η τεχνική AFM μας έδωσε τη δυνατότητα να υπολογίσουμε το μέτρο ελαστικότητάς του. Για τον υπολογισμό χρησιμοποιήθηκε η τεχνική της φασματοσκοπίας δυνάμεων του AFM. Η τεχνική αυτή κρίνεται επίσης ως πολλά υποσχόμενη, γιατί μας παρέχει μια αρκετά λεπτομερή περιγραφή των μηχανικών ιδιοτήτων του ανθρώπινου κερατοειδούς σε μικροσκοπικό επίπεδο. Είναι πιο κατάλληλη για την ποσοτικοποίηση των μεταβολών στις ιδιότητες των δειγμάτων, παρά για την εύρεση της ακριβούς τιμής ενός μεγέθους. Αυτό καθιστά την τεχνική AFM πολύ χρήσιμη στην εξέλιξη της διαθλαστικής χειρουργικής, γιατί επιτρέπει εκτός από την ποιοτική και την ποσοτική ανάλυση των μεταβολών των μηχανικών ιδιοτήτων των κερατοειδών μετά την ακτινοβολήσή τους με laser.

Τέλος, εννοείται ότι για να είναι αξιόπιστα και συγκρίσιμα τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης τεχνικής, απαιτείται προσεκτική βαθμονόμηση της συσκευής και όσο το δυνατό ακριβέστερη γνώση των παραμέτρων της μέτρησης (π.χ. σταθερά  $k$  του AFM βραχίονα κ.α.).

## **| Παράρτημα |**



## Μικροσκοπία Ατομικών Δυνάμεων (Atomic Force Microscopy, AFM)

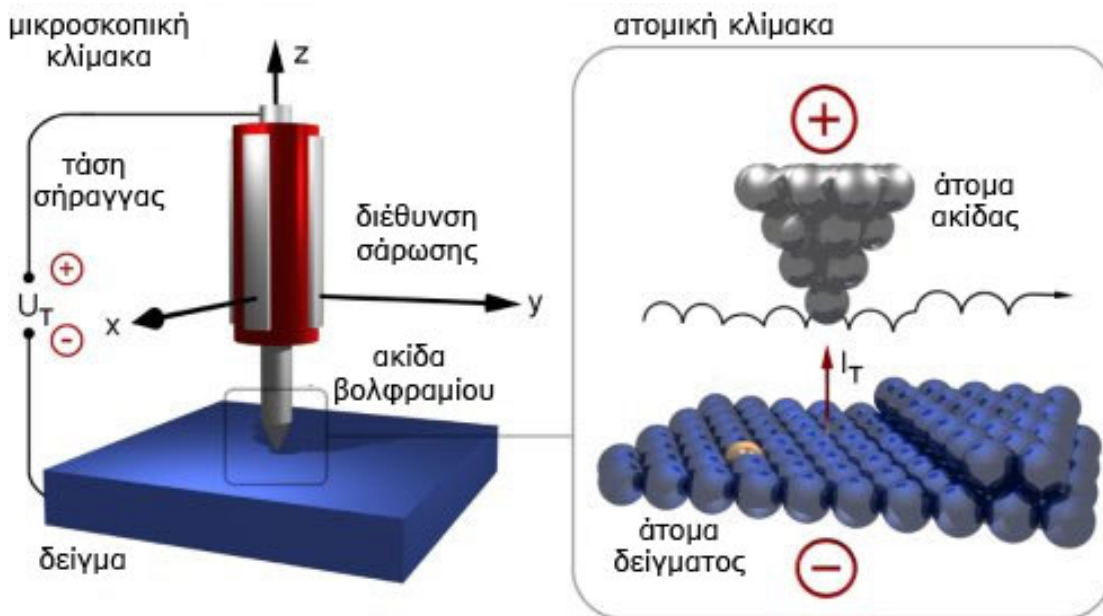
Η Μικροσκοπία Ατομικών Δυνάμεων (Atomic Force Microscopy, AFM) ανήκει στη κατηγορία τεχνικών σάρωσης με ακίδα (Σαρωτική Μικροσκοπία Ανίχνευσης, Scanning Probe Microscopy, SPM). Η αρχή λειτουργίας μιας τεχνικής SPM στηρίζεται σε μια ακίδα, η οποία σαρώνει και ταυτόχρονα μετράει κάποια ιδιότητα της επιφάνειας του δείγματος. Επιπλέον υπάρχει ένας μηχανισμός ανατροφοδότησης, ο οποίος εξασφαλίζει τη διατήρηση σταθερής απόστασης μεταξύ δείγματος και επιφάνειας. Τα βασικότερα πλεονεκτήματα των τεχνικών SPM είναι ότι δεν περιοριζόμαστε από το μήκος κύματος (είτε αυτό είναι φωτονίων είτε ηλεκτρονίων), ότι μπορούμε να πετύχουμε ανάλυση ατομικής κλίμακας, όπως επίσης και τρισδιάστατη απεικόνιση της επιφάνειας του δείγματος.



εικ. Π.1: Βασικές αρχές μιας μεθόδου σαρωτικής μικροσκοπίας ανίχνευσης.

## Σαρωτική Μικροσκοπία Σήραγγας (Scanning Tunneling Microscopy, STM)

Η πρώτη τεχνική SPM που έγινε ευρέως αποδεκτή ήταν η Σαρωτική Μικροσκοπία Σήραγγας (Scanning Tunneling Microscopy, STM). Η τεχνική STM αναπτύχθηκε από τους Gerd Binnig και Heinrich Rohrer στο εργαστήριο της IBM στη Ζυρίχη το 1981 και τους χάρισε το βραβείο Nobel το 1986. Η συγκεκριμένη τεχνική βασίζεται στο κβαντικό φαινόμενο σήραγγας. Όταν μια ακίδα από βολφράμιο με υψηλό θετικό δυναμικό βρεθεί εξαιρετικά κοντά στο δείγμα, τότε το ενεργειακό χάσμα που χωρίζει τα ηλεκτρόνια του δείγματος από την ακίδα γίνεται κβαντομηχανικά προσπελάσιμο. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την εμφάνιση ενός ασθενούς ηλεκτρικού ρεύματος [εικ. Π.2]. Η ένταση του ρεύματος εξαρτάται εκθετικά από την απόσταση  $d$  μεταξύ της ακίδας και της επιφάνειας του δείγματος, σύμφωνα με τη σχέση  $i \sim \exp\left(-\frac{2}{\hbar}\sqrt{2m_e(E-V)} \cdot d\right)$



**εικ. Π.2:** Αρχή λειτουργίας STM. Εφαρμόζοντας την κατάλληλη τάση πραγματοποιείται διέλευση ηλεκτρονίων από την επιφάνεια του δείγματος στην ακίδα βολφραμίου. Μετρώντας την κατακόρυφη κίνηση που θα πρέπει να κάνει η ακίδα για να δέχεται σταθερό ρεύμα σήραγγας, απεικονίζουμε την τοπολογία της επιφάνειας. [εικόνα τροποποιημένη από [http://gate.iesl.forth.gr/~kafesaki/Modern-Physics/lectures/modern\\_physics4.html](http://gate.iesl.forth.gr/~kafesaki/Modern-Physics/lectures/modern_physics4.html)]

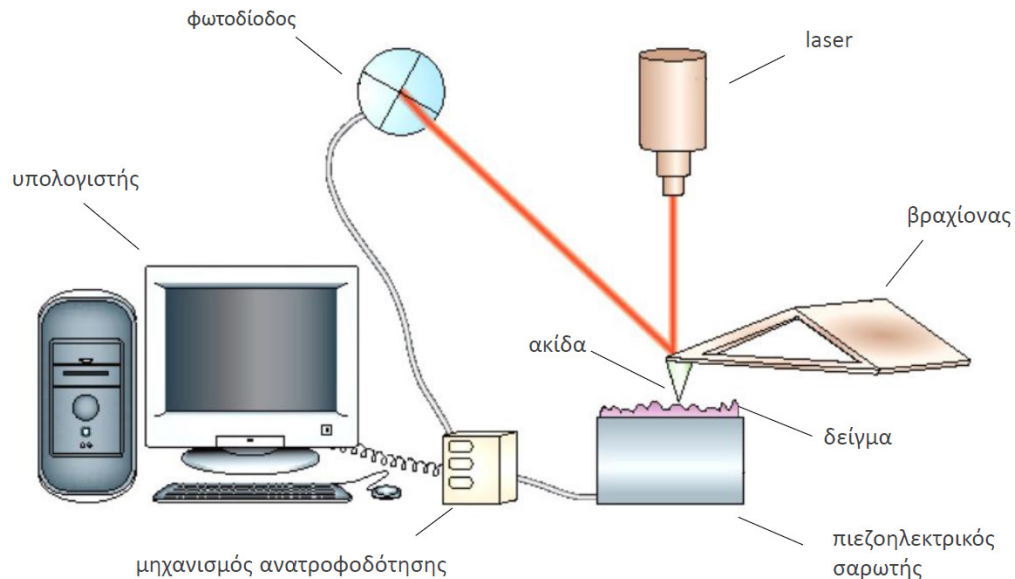
Καθώς η ακίδα σαρώνει την επιφάνεια στο  $x$ - $y$  επίπεδο, ένας μηχανισμός ανατροφοδότησης αναλαμβάνει να διατηρεί σταθερή την ένταση του ρεύματος σήραγγας προσαρμόζοντας συνέχεια τη θέση του δείγματος στον  $z$ -άξονα, ώστε η απόσταση του από την ακίδα να παραμένει πάντα η ίδια. Αυτή η κίνηση του δείγματος στον  $z$ -άξονα αντιστοιχεί στο ύψος των στοιχείων της επιφάνειας. Καταγράφοντάς την, ένας υπολογιστής μπορεί να χαρτογραφήσει το ανάγλυφο της επιφάνειας.

Με αυτή τη μέθοδο μπορούμε να πάρουμε εικόνες με ιδιαίτερα μεγάλη ακρίβεια, των οποίων η οριζόντια ανάλυση μπορεί να φτάσει τα  $0,1 \text{ \AA}$  και η κάθετη τα  $0,01 \text{ \AA}$ . Παρά το ότι η τεχνική STM θεωρήθηκε μια εξαιρετικά σημαντική εξέλιξη στην επιστημονική έρευνα, έχει περιορισμένες εφαρμογές, λόγω του ότι λειτουργεί μόνο με ηλεκτρικά αγωγίμα και ημιαγωγίμα δείγματα.

### **Μικροσκοπία Ατομικών Δυνάμεων (Atomic Force Microscopy-AFM)**

Η Μικροσκοπία Ατομικών Δυνάμεων αναπτύχθηκε το 1986 από τους Gerd Binnig, Calvin Quate και Cristoph Gerbert σε μια προσπάθεια απεικόνισης μη αγωγιμων δειγμάτων με ατομική ανάλυση. Η τεχνική αυτή βασίζεται στη μέτρηση της εκτροπής ενός πολύ λεπτού βραχίονα, λόγω ατομικών δυνάμεων, ο οποίος σαρώνει σε απόσταση λίγων nm ή σε επαφή την υπό μελέτη επιφάνεια.

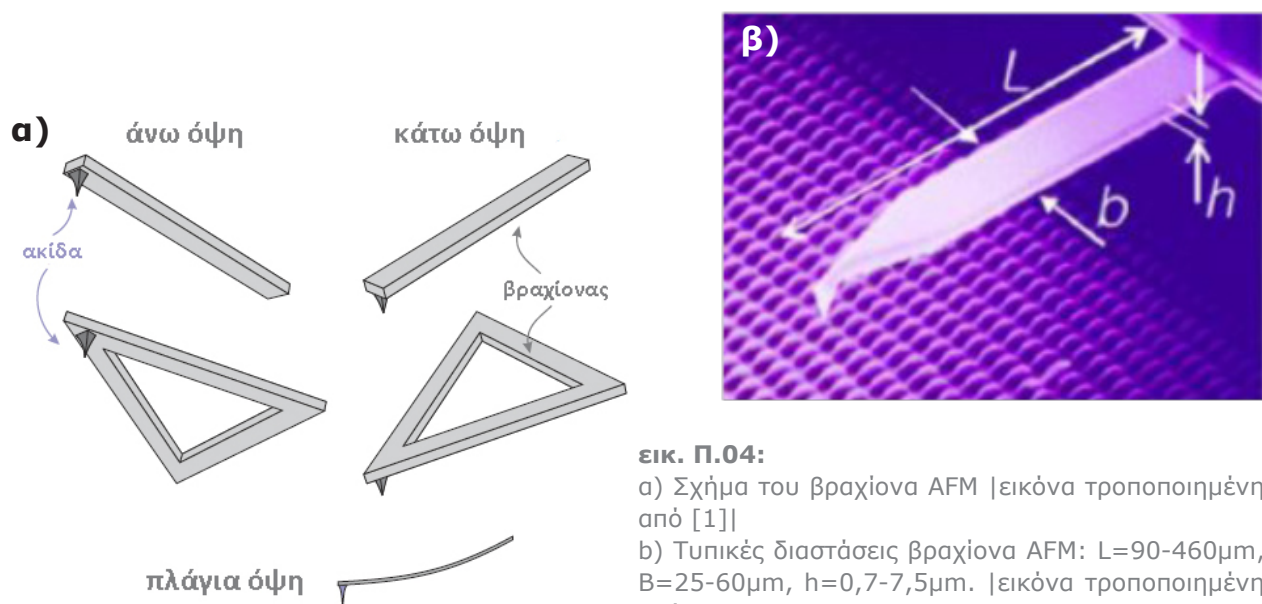
Τα κυριότερα εξαρτήματα μιας διάταξης AFM είναι ο βραχίονας με την ακίδα, το laser με τη φωτοδιόδο, ο πιεζοηλεκτρικός σαρωτής, ο μηχανισμός ανατροφοδότησης και ο ηλεκτρονικός υπολογιστής. [εικ. Π3]



**εικ. Π.3:** Κυριότερα εξαρτήματα μιας διάταξης AFM. [εικόνα τροποποιημένη από [http://www.geobacter.org/images/jpg/AFM\\_diagram.jpg](http://www.geobacter.org/images/jpg/AFM_diagram.jpg)]

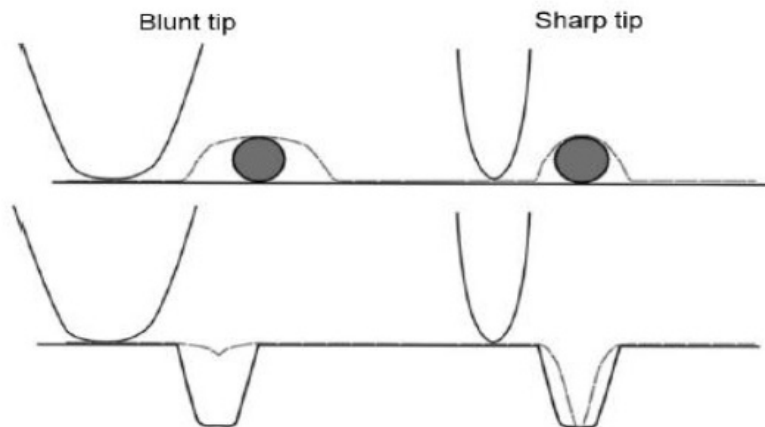
Ο βραχίονας και η ακίδα του AFM κατασκευάζονται από μονοκρυσταλλικό πυρίτιο ή νιτρίδιο του πυριτίου ( $\text{Si}_3\text{N}_4$ ) με μεθόδους MEMS. Η ακτίνα καμπυλότητας του άκρου της ακίδας κυμαίνεται από  $10\text{-}100\text{ nm}$ .

Το σχήμα του σχήμα του βραχίονα είναι συνήθως παραλληλόγραμμο ή τριγωνικό, ώστε να είναι πιο ανθεκτικό σε στρεπτικές κινήσεις. [εικ. Π4]



**εικ. Π.04:**  
 α) Σχήμα του βραχίονα AFM [εικόνα τροποποιημένη από [1]]  
 β) Τυπικές διαστάσεις βραχίονα AFM:  $L=90\text{-}460\mu\text{m}$ ,  $B=25\text{-}60\mu\text{m}$ ,  $h=0,7\text{-}7,5\mu\text{m}$ . [εικόνα τροποποιημένη από [25]]

Το είδος της ακίδας παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην εικόνα που θα πάρουμε για την επιφάνεια. Αν η άκρη της ακίδας είναι συγκρίσιμη σε μέγεθος με τα μικρότερα στοιχεία της επιφάνειας, τότε αυτά θα απεικονιστούν μεγαλύτερα από το κανονικό και οι εσοχές μικρότερες, όπως διαπιστώνεται και από την εικόνα Π.05.



**εικ. Π.05:** Η ακρίβεια στην απεικόνιση των στοιχείων της επιφάνειας εξαρτάται από την ακτίνα καμπυλότητας της ακίδας.

### Χρήση του βραχίονα ως αισθητήρα δύναμης

Για να χρησιμοποιήσουμε τον βραχίονα ως αισθητήρα δύναμης χρειαζόμαστε μια σχέση μεταξύ της δύναμης  $F$  που ασκείται πάνω στο άκρο του και της απόκλισης του άκρου της δοκού|εικ. Π.06|.

Από τη μηχανική γνωρίζουμε ότι η απόκλιση στο άκρο του βραχίονα δίνεται από τη σχέση

$$\delta = w(L) = \frac{F \cdot L^3}{3 \cdot E \cdot I}$$

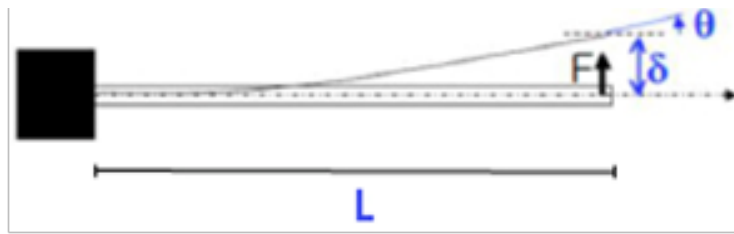
, ενώ η γωνία απόκλισης στο άκρο ισούται με

$$\theta = \frac{dw(L)}{dx} = \frac{F \cdot L^2}{2 \cdot E \cdot I}$$

, όπου  $E$  το μέτρο ελαστικότητας και  $I$  η ροπή αδράνειας της δοκού.

Το γεγονός ότι η απόκλιση του άκρου του βραχίονα είναι ανάλογη της δύναμης που ασκείται στην ακίδα, μας επιτρέπει να αντιστοιχήσουμε στο βραχίονα μια σταθερά ελατηρίου, η οποία δίνεται από τη σχέση  $k=3EI/L^3$ . Γνωρίζοντας την σταθερά ελατηρίου ενός βραχίονα και μετρώντας την απόκλιση του άκρου του μπορούμε να υπολογίσουμε τη δύναμη που ασκείται στην ακίδα.



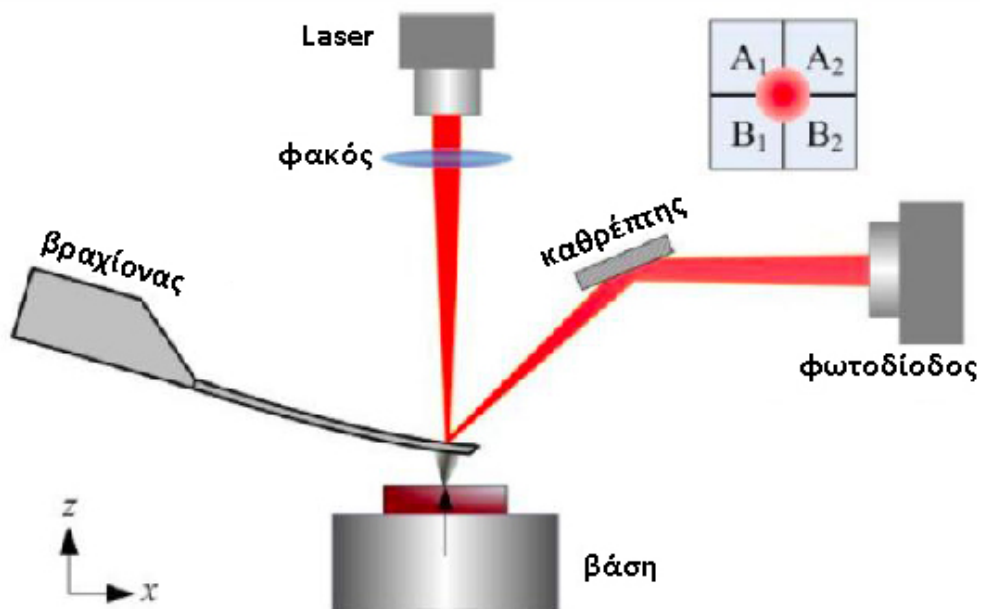


εικ. Π.06: Υπολογισμός της δύναμης  $F$  από την απόκλιση  $\delta$  του άκρου του βραχίονα.

## Μέτρηση της απόκλισης του βραχίονα

Για να μετρηθεί η απόκλιση του άκρου του βραχίονα, οι πρώτες υλοποιήσεις AFM έκαναν χρήση μια ακίδας STM, η οποία ήταν τοποθετημένη σε ελάχιστη απόσταση από το επάνω άκρο του βραχίονα. Παρά το γεγονός ότι η μέθοδος αυτή προσέφερε πολύ μεγάλη ακρίβεια, αποδείχθηκε ιδιαίτερα δύσχρηστη.

Τα περισσότερα σύγχρονα AFM χρησιμοποιούν ένα συνδυασμό δέσμης laser και φωτοδίοδου για να εντοπίσουν την απόκλιση του βραχίονα. Αυτό επιτυγχάνεται φωτίζοντας το ανακλαστικό πίσω μέρος του βραχίονα με το laser και μετρώντας την τάση του ρεύματος που προκύπτει από την πρόσπτωση της ακτίνας στα τέσσερα τεταρτημόρια στα οποία είναι χωρισμένη η φωτοδίοδος. Η κάθετη απόκλιση προκύπτει από τη σχέση  $(A_1+A_2)-(B_1+B_2)$  και η οριζόντια (στρέψη) από τη σχέση  $(A_1+B_1)-(A_2+B_2)$  όπου  $A_1, B_1, A_2, B_2$  οι τιμές της τάσης στα αντίστοιχα τεταρτημόρια της δίοδου, όπως φαίνονται στο σχήμα.



εικ. Π.07: Η οπτική μέθοδος εντοπισμού της απόκλισης του άκρου του βραχίονα. [εικόνα τροποποιημένη από [25]]

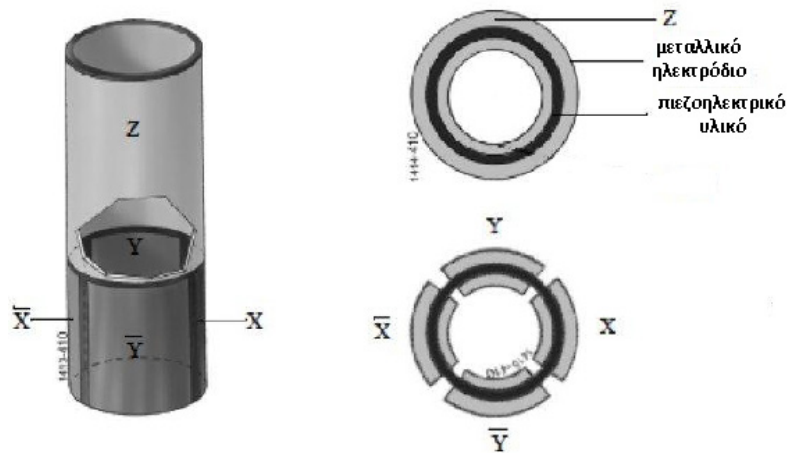
## Πιεζοηλεκτρικοί σαρωτές

Οι πιεζοηλεκτρικοί σαρωτές, πάνω στους οποίους τοποθετείται το δείγμα, φτιάχνονται από πιεζοηλεκτρικό υλικό το οποίο διαστέλλεται και συστέλλεται ανάλογα με την εφαρμοζόμενη τάση και την πολικότητά της. Οι σαρωτές αυτοί κατασκευάζονται από ένα μονοκόμματο πιεζοηλεκτρικό υλικό στο οποίο τοποθετούνται τα κατάλληλα ηλεκτρόδια, υπεύθυνα για την κίνηση στους τρεις άξονες  $x, y$  και  $z$ . Με αυτό τον τρόπο μπορούμε να χειριστούμε το δείγμα με μεγάλη ακρίβεια στις τρεις διαστάσεις.

Συνήθως το εύρος της κίνησης των πιεζοηλεκτρικών σαρωτών στο  $x-y$  επίπεδο είναι  $0,4-400 \mu m$ .

### εικ. Π.08:

Ο κυλινδρικός πιεζοηλεκτρικός σαρωτής. [εικόνα τροποποιημένη από [25]]



## Μηχανισμός ανατροφοδότησης

Ο μηχανισμός ανατροφοδότησης παρακολουθεί μέσω της φωτοδιόδου τη δύναμη που ασκείται μεταξύ ακίδας και επιφάνειας και ελέγχει μέσω του πιεζοηλεκτρικού σαρωτή τη σχετική θέση ακίδας-δείγματος, ώστε η δύναμη αλληλεπίδρασης να παραμένει σταθερή στην προσδιορισμένη από το χρήστη τιμή.

Παρόλο που η επεξεργασία του σήματος διαφέρει ανάλογα με τον τρόπο λειτουργίας (contact mode, tapping mode, κ.τ.λ.) ο μηχανισμός ανατροφοδότησης εκτελεί κατά βάση την ίδια διαδικασία. Τα ηλεκτρονικά του συστήματος ανατροφοδότησης λαμβάνουν το σήμα από τον αισθητήρα δύναμης και το συγκρίνουν με μια καθορισμένη τιμή. Η διαφορά μεταξύ της μετρούμενης και της καθορισμένης τιμής  $Z_{err}$  στέλνεται στη συνέχεια για επεξεργασία. Το αποτέλεσμα αυτής της επεξεργασίας  $Z_c$  ενισχύεται μέσω ενός υψηλής τάσεως ενισχυτή, ώστε να μετακινήσει μέσω του πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου τη βάση του δείγματος στη νέα του θέση.

## PID controller

Η πιο κοινή μορφή ελέγχου ανατροφοδότησης για την τεχνική AFM είναι ένας PID controller (Proportional, Integral and Derivative controller). Ένα τέτοιο σύστημα έχει σαν είσοδο την απόκλιση του δείγματος από την ιδανική θέση  $Z_{err}$ , την οποία επεξεργάζεται σύμφωνα με τη σχέση:

$$Z_c = P \times Z_{err} + I \times \int Z_{err} dt + D \times \frac{dZ_{err}}{dt}$$

, όπου  $Z_c$  είναι η απόσταση που πρέπει να μετακινηθεί το δείγμα.

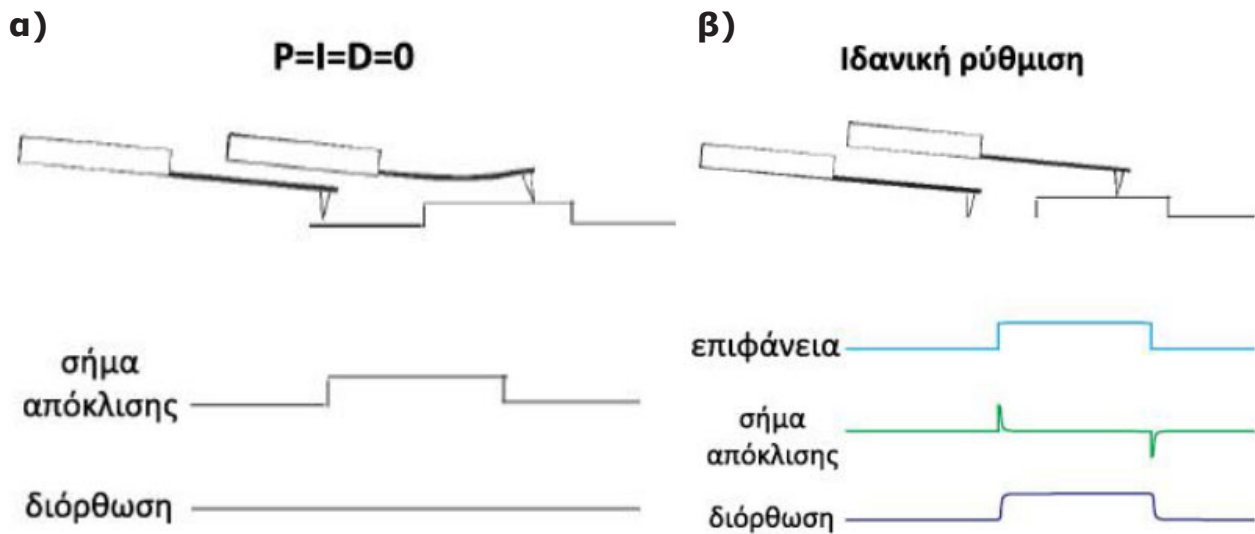
Ο αναλογικός όρος της παραπάνω σχέσης έχει σαν έξοδο μια τιμή ανάλογη της τρέχουσας τιμής του  $Z_{err}$ . Όσο μεγαλύτερος είναι ο συντελεστής  $P$ , τόσο μεγαλύτερη είναι αλλαγή στην τιμή εξόδου για δεδομένο  $Z_{err}$ , υπάρχει όμως ο κίνδυνος το σύστημα να γίνει ασταθές. Μια χαμηλή τιμή για τον συντελεστή  $P$  έχει σαν αποτέλεσμα ένα σύστημα με χαμηλή απόκριση.

Ο ολοκληρωτικός όρος αποτελείται από το άθροισμα των στιγμιαίων  $Z_{err}$  που έχουν παρέλθει. Δίνει το άθροισμα των αποκλίσεων που έπρεπε να είχε διορθωθεί. Επιταχύνει την κίνηση προς την επιθυμητή τιμή, αλλά μπορεί να προκαλέσει υπερεκτίμησή της.

Ο διαφορικός όρος υπολογίζεται από την κλίση του  $Z_{err}$  ως προς το χρόνο και ο ρόλος του είναι να ελαχιστοποιεί το μέγεθος της υπερεκτίμησης που προκαλεί ο ολοκληρωτικός όρος. Ο όρος αυτός είναι επιρρεπής στο θόρυβο.

Όταν οι συντελεστές  $P, I, D$  είναι βελτιστοποιημένοι το  $Z_{err}$  είναι ελάχιστο. Όσο υψηλότερες είναι οι τιμές των τριών παραμέτρων τόσο γρηγορότερα ανταποκρίνεται το σύστημα στις υψομετρικές διαφορές της επιφάνειας του δείγματος.

Ιδανικά θα θέλαμε τις τιμές των συντελεστών όσο το δυνατόν ψηλότερα. Επειδή όμως υπάρχει ένα όριο στην ταχύτητα με την οποία μπορεί να ανταποκριθεί το AFM, από μια τιμή των συντελεστών και πάνω, το σύστημα γίνεται ασταθές. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα το σύστημα να ταλαντώνεται γύρω από την επιθυμητή τιμή, αφού θα προκαλείται συνέχεια μεγαλύτερη διόρθωση από την επιθυμητή. Ο προσδιορισμός της βέλτιστης τιμής των συντελεστών βασίζεται στην εμπειρία και στην διαίσθηση του χρήστη.



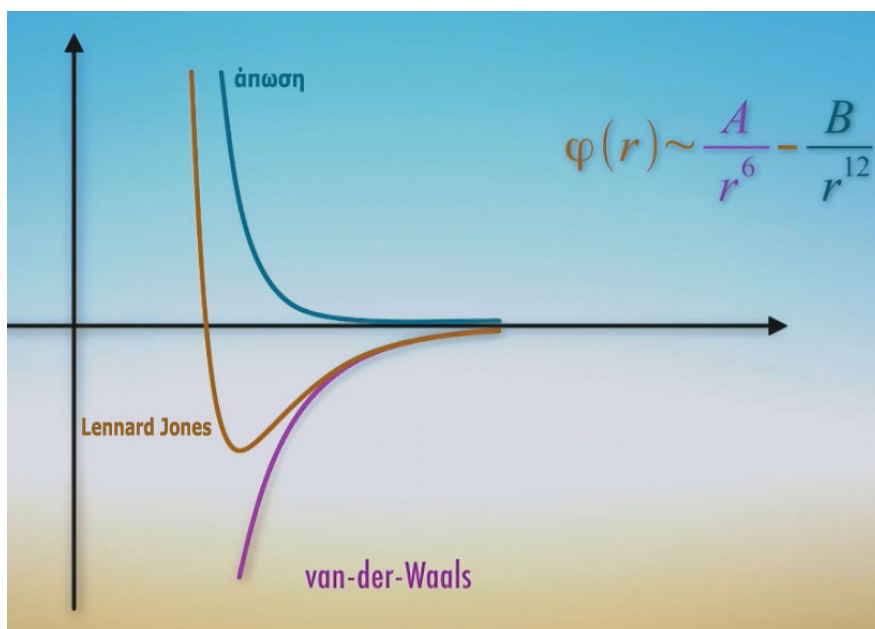
**εικ. Π.09:** Εάν οι συντελεστές PID είναι μηδενικοί ο βραχίονας θα κάμπτεται από τα στοιχεία της επιφάνειας του δείγματος και η εικόνα που λαμβάνει ο χρήστης δεν θα ανταποκρίνεται στο ανάγλυφο της επιφάνειας του. Εάν οι τιμές των συντελεστών είναι βελτιστοποιημένες ο βραχίονας θα παραμένει σταθερός κατά τη σάρωση.

## Δυνάμεις αλληλεπίδρασης ακίδας-δείγματος

Ας εξετάσουμε τώρα τις δυνάμεις αλληλεπίδρασης μεταξύ της ακίδας και της επιφάνειας του δείγματος. Καθώς τα άτομα της ακίδας πλησιάζουν αυτά της επιφάνειας προκαλείται μια μετατόπιση του ηλεκτρονιακού τους νέφους. Η μετατόπιση αυτή έχει τέτοιο προσανατολισμό ώστε οι δυνάμεις Van-der-Walls να είναι ελκτικές. Το δυναμικό Van-der-Walls είναι ανάλογο του  $1/r^6$ .

Όταν τα άτομα πλησιάζουν περισσότερο μεταξύ τους αρχίζουν να επιδρούν αποστικές δυνάμεις. Η κλασική δύναμη Coulomb δεν είναι αρκετά ισχυρή, ώστε να είναι το μοναδικό αίτιο αυτής της άπωσης. Σε κοντινή απόσταση έχουμε αλληλοεπικάλυψη των κυματοσυναρτήσεων των ηλεκτρονίων των ατόμων. Η απαγορευτική αρχή του Pauli δεν επιτρέπει σε δύο ηλεκτρόνια να έχουν ίδιους κβαντικούς αριθμούς. Αυτή η αλληλοεπικάλυψη διεγείρει κάποια ηλεκτρόνια σε μια υψηλότερη ενεργειακά κατάσταση. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα τη δημιουργία μιας αποστικής δύναμης της οποίας το δυναμικό είναι ανάλογο του  $1/r^{12}$ .

Σε μεγαλύτερες αποστάσεις επικρατεί η ελκτική δύναμη Van-der-Waals, ενώ σε μικρότερες η αποστική. Το άθροισμα αυτών των δύο δυνάμεων δίνει σαν αποτέλεσμα ένα δυναμικό της μορφής Leonard-Jones [εικ. Π.10].



εικ. Π.10: Το δυναμικό της αλληλεπίδρασης ακίδας AFM-δείγματος είναι της μορφής Leonard-Jones.

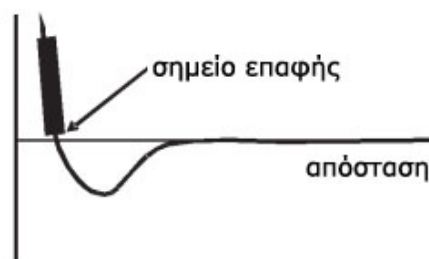
### Τρόποι λειτουργίας AFM

Οι δύο κυριότεροι τρόποι λειτουργίας ενός AFM είναι ο **εξ' επαφής** (contact mode) και ο **δυναμικός** τρόπος λειτουργίας (dynamic mode).

#### **|Εξ' επαφής τρόπος λειτουργίας-Contact mode|**

Σε contact mode ο βραχίονας σαρώνει την επιφάνεια με μια δεδομένη απόκλιση. Εάν ο βρόχος PID είναι βελτιστοποιημένος, ασκείται στην επιφάνεια μια σταθερή δύναμη κατά τη διάρκεια της σάρωσης. Το contact mode χρησιμοποιείται συνήθως όταν σαρώνουμε σκληρά δείγματα, καθώς και όταν χρειαζόμαστε ανάλυση μεγαλύτερη των  $50 \text{ nm}$ . Επίσης επιτυγχάνεται μεγαλύτερη ταχύτητα σάρωσης.

Τα κυριότερα μειονεκτήματα αυτού του τρόπου λειτουργίας είναι η φθορά που μπορεί να προκληθεί στο δείγμα, αλλά και στην ακίδα, κάτι που το καθιστά ακατάλληλο για τα περισσότερα βιολογικά δείγματα. Οι βραχίονες που χρησιμοποιούνται σε contact mode έχουν σταθερά ελατηρίου μικρότερη του  $1\text{N/m}$ .



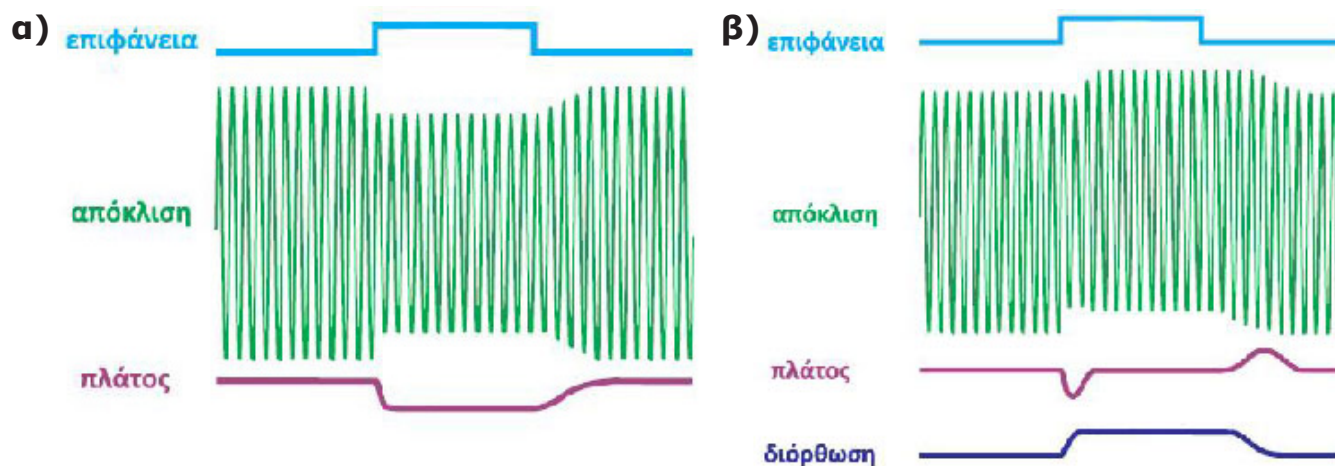
εικ. Π.11: Το δυναμικό σε λειτουργία επαφής (contact mode).

## |Δυναμικός τρόπος λειτουργίας - Dynamic mode|

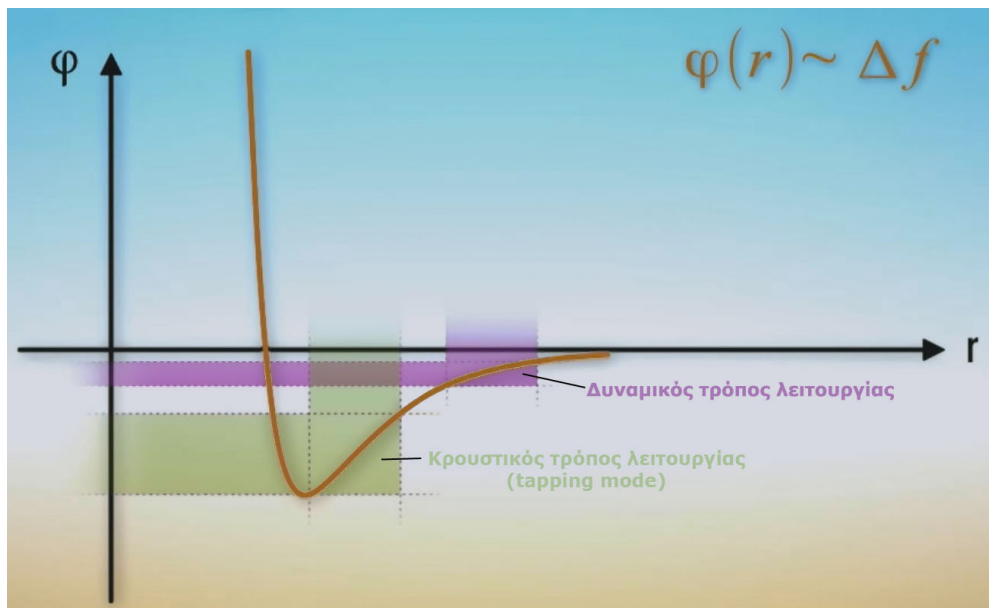
Η σταθερή δύναμη της ακίδας πάνω στο δείγμα του στατικού τρόπου λειτουργίας είναι πολλές φορές αρκετά μεγάλη στην περίπτωση των βιολογικών δειγμάτων. Σε αυτές τις περιπτώσεις συνίσταται η χρήση μιας δυναμικής μεθόδου. Με αυτή τη μέθοδο ο βραχίονας διεγείρεται από έναν πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο κοντά στην ιδιοσυχνότητά του. Όταν ο ταλαντευόμενος βραχίονας πλησιάζει την επιφάνεια, το πλάτος της ταλάντωσης μειώνεται. Αυτό οφείλεται στη μεταβολή της ιδιοσυχνότητας του προβόλου μακριά από την επιφάνεια και κοντά σε αυτή. Όταν ο βραχίονας πλησιάσει κοντά στην επιφάνεια ασκείται πάνω του μια επιπλέον δύναμη, η οποία μπορεί να θεωρηθεί και σαν μια αύξηση της σταθεράς ελατηρίου του προβόλου. Αυτή η αύξηση προκαλεί μια μετακύλιση της ιδιοσυχνότητας σε υψηλότερες τιμές με αποτέλεσμα τη μείωση του πλάτους ταλάντωσης. Η μεταβολή του πλάτους ταλάντωσης αποτελεί στη συγκεκριμένη περίπτωση την είσοδο για το μηχανισμό ανατροφοδότησης [εικ. Π12 α)].

Αυτή η μέθοδος έχει το εξής μειονέκτημα: Το δυναμικό είναι ανάλογο της κλίσης της δύναμης και κατ' επέκταση είναι ανάλογο με τη μεταβολή της συχνότητας. Ο δυναμικός τρόπος λειτουργίας λειτουργεί στην περιοχή των ελκτικών δυνάμεων [μωβ περιοχή εικόνας Π.13]. Σε αυτή την περιοχή μεγάλες μεταβολές της απόστασης  $r$  αντιστοιχούν σε σχετικά μικρές μεταβολές του δυναμικού και κατ' επέκταση της ιδιοσυχνότητας  $f$ . Συνεπώς η συγκεκριμένη μέθοδος έχει μικρή διακριτική ικανότητα.

Για να αυξηθεί η διακριτική ικανότητα είναι απαραίτητο να πάμε όσο πιο κοντά γίνεται στην επιφάνεια. Τη λύση σε αυτό το πρόβλημα δίνει ο κρουστικός τρόπος λειτουργίας (tapping mode).



**εικ. Π.12:** Το ανάγλυφο της επιφάνειας, η απόκλιση που βραχίονα που αποτελεί την είσοδο στο μηχανισμό ανατροφοδότησης, το πλάτος της ταλάντωσης και η διόρθωση που αποτελεί το σήμα εξόδου, για τον α) δυναμικό και τον β) κρουστικό τρόπο λειτουργίας.



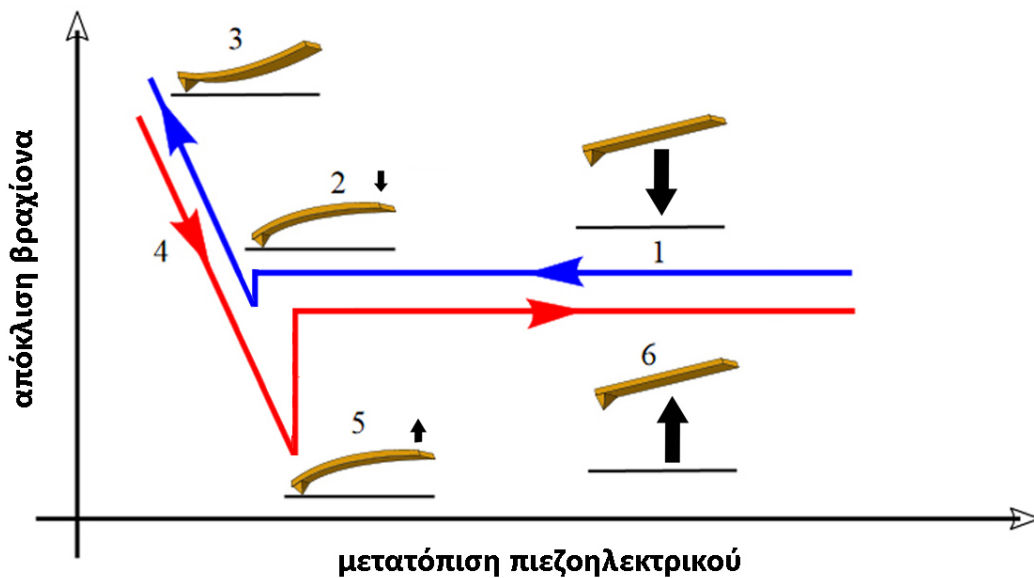
**εικ. Π.13:** Το δυναμικό είναι ανάλογο της μεταβολής της ιδιοσυχνότητας. Στην περιοχή του δυναμικού τρόπου λειτουργίας μεγάλες μεταβολές στην απόσταση προκαλούν μικρές μεταβολές στην ιδιοσυχνότητα και το πλάτος ταλάντωσης, με αποτέλεσμα μικρή διακριτική ικανότητα. Η τελευταία βελτιώνεται με τον κρουστικό τρόπο λειτουργίας (tapping mode)

### **|Κρουστικός τρόπος λειτουργίας-Tapping mode|**

Στην περίπτωση του tapping mode έχουμε διακοπτόμενη επαφή της ακίδας με το δείγμα. Η ακίδα ταλαντώνεται αρκετά κοντά στην επιφάνεια ώστε να έρχεται σε επαφή με αυτή μόνο στο κάτω άκρο της ταλάντωσης. Ο μηχανισμός ανατροφοδότησης φροντίζει η μέση απόσταση επιφάνειας-ακίδας να παραμένει σταθερή [εικ. Π12 β)]. Στο tapping mode κάνουμε χρήση βραχιόνων μεγαλύτερης ακαμψίας ( $k=40 \text{ N/m}$ ), ώστε να έχουν μεγαλύτερη ιδιοσυχνότητα ( $f_0= 300-400 \text{ kHz}$ ), η οποία θα μας δώσει μεγαλύτερη διακριτική ικανότητα.

### **Φασματοσκοπία δυνάμεων**

Το AFM μπορεί να χρησιμοποιηθεί για υψηλής ευαισθησίας μετρήσεις δυνάμεων. Σε ένα πείραμα φασματοσκοπίας δυνάμεων καταγράφουμε την απόκλιση του βραχίονα καθώς η ακίδα κινείται προς την επιφάνεια, έρχεται σε επαφή με αυτή και ύστερα απομακρύνεται. Από την απόκλιση του βραχίονα μπορούν να προσδιοριστούν οι δυνάμεις που ασκούνται στην ακίδα, αφού έχει προηγηθεί βαθμονόμηση σε σκληρό υπόστρωμα αναφοράς. Η μορφή ενός τυπικού διαγράμματος φασματοσκοπίας δυνάμεων φαίνεται στην εικόνα Π.14.



**εικ. Π.14:** Τυπικό διάγραμμα φασματοσκοπίας δυνάμεων


Οι δυνάμεις που ασκούνται στον βραχίονα πλησιάζοντας την επιφάνεια από απόσταση αρκετών  $\mu\text{m}$  μπορούν να μας δώσουν πληροφορίες για μεγάλης απόστασης αλληλεπιδράσεις, όπως είναι οι ηλεκτροστατικές δυνάμεις. Καθώς ο βραχίονας πλησιάζει κοντά στην επιφάνεια (nm ή ατομικές αποστάσεις) μπορούν να μετρηθούν μικρότερης εμβέλειας δυνάμεις, όπως Van der Waals ή τριχοειδείς.

Όταν η συνισταμένη αυτών των δυνάμεων είναι ελκτική και υπερβεί τη σταθερά ελατηρίου του βραχίονα, τότε η ακίδα πραγματοποιεί ένα απότομο "άλμα" στην επιφάνεια του δείγματος [σημείο 2 εικόνα Π.14]. Μόλις ο βραχίονας έρθει σε επαφή με την επιφάνεια και αρχίζει να τη συμπιέζει, μπορούμε να εξετάσουμε τυχούσα ιξωδοελαστική συμπεριφορά, να μετρήσουμε το μέτρο του Young, καθώς και την ακαμψία του δείγματος. Οι μετρήσεις αυτές μπορούν να πραγματοποιηθούν για διάφορους ρυθμούς καταπόνησης και εφαρμοζόμενων δυνάμεων.

Στη συνέχεια ο βραχίονας ακολουθεί την αντίστροφη διαδικασία και τείνει να απομακρυνθεί από την επιφάνεια του δείγματος. Σε αυτή τη φάση της διαδικασίας μπορούν μετρηθούν οι δυνάμεις συνάφειας, καθώς και η αντοχή των μορίων τα οποία έχουν προσκολληθεί στο άκρο της ακίδας. Το απότομο "σκαλοπάτι" του διαγράμματος [σημείο 5 εικ. Π.14] αντιστοιχεί στο σημείο που η ακίδα χάνει την επαφή της με το δείγμα.

Οι λεπτομέρειες της καμπύλης ενός τέτοιου διαγράμματος διαφέρουν, ανάλογα με τη φύση του δείγματος και της ακίδας, το μέσο μέσα στο οποίο αυτά αλληλεπιδρούν, καθώς και τις παραμέτρους της συγκεκριμένης μέτρησης (π.χ. ρυθμός φόρτισης).



<b>Προσέγγιση ακίδας</b>		
10-100μm απόσταση < 10μm	καμία αλληλεπίδραση ηλεκτροστατικές δυνάμεις	
κοντά στην επιφάνεια (μερικά nm)	Van den Waals τριχοειδείς δυνάμεις	
<b>Ακίδα σε επαφή</b>	δυσκαμψία (μέτρο Young) ιξωδοελαστική συμπεριφορά	
<b>Απομάκρυνση ακίδας</b>		
< nm	δυνάμεις συνάφειας	
μερικά έως εκατοντάδες nm	επιμήκυνση προσκολλημένων μορίων	
μακριά από την επιφάνεια (1-5 μm)	απώλεια επαφής με το δείγμα προσδιορισμός ιδιοτήτων προσκολλημένου μορίου	

**Πίνακας Π.1:** Επισκόπηση των βασικότερων αλληλεπιδράσεων που μπορούν να μετρηθούν στις διάφορες φάσεις του πειράματος φασματοσκοπίας δυνάμεων.

### **| Πλεονεκτήματα τεχνικής AFM |**

Τα κυριότερα πλεονεκτήματα της τεχνικής AFM είναι τα εξής: Καταρχάς το AFM διαθέτει πολύ υψηλή ανάλυση και επομένως εξαιρετική διακριτική ικανότητα, μικρότερη του  $1 \text{ nm}$ . Επιπλέον πραγματοποιεί τρισδιάστατη χαρτογράφηση της επιφάνειας ενός δείγματος, παρέχοντας έτσι μεγάλη ευελιξία στον τρόπο παρουσίασης των αποτελεσμάτων. Με την συγκεκριμένη τεχνική μπορεί κανείς να πάρει μετρήσεις σε περιβάλλον ατμοσφαιρικού αέρα, κενού, ειδικού αερίου, ακόμα και υγρού, ενώ τα δείγματα δεν χρειάζεται να είναι αγώγιμα. Τέλος, το γεγονός ότι δεν απαιτείται ιδιαίτερη επεξεργασία των δειγμάτων, σε συνδυασμό με τα παραπάνω επιτρέπει τη μελέτη βιολογικών δειγμάτων *in vivo*.

## **| Μειονεκτήματα τεχνικής AFM |**

Όπως κάθε μέθοδος, έτσι και η τεχνική AFM εκτός από πλεονεκτήματα εμφανίζει και ορισμένα μειονεκτήματα. Καταρχάς το μέγεθος της επιφάνειας που μπορεί να μας αποδώσει η συγκεκριμένη τεχνική είναι αρκετά περιορισμένο (επιφάνεια  $150 \times 150 \mu\text{m}$ ,  $10\text{-}20 \mu\text{m}$  ύψος), ενώ η ταχύτητα σάρωσης είναι σχετικά χαμηλή, καθώς μία σάρωση μπορεί να διαρκέσει αρκετά λεπτά. Επιπλέον το μηχάνημα είναι ιδιαίτερα ευαίσθητο σε εξωτερικές δονήσεις. Απαιτείται επίσης συχνή βαθμονόμηση για υψηλής πιστότητας μετρήσεις (ιδιαίτερα όταν έχουμε εναλλαγή ακίδας), καθώς το ύψος των στοιχείων της επιφάνειας αποτελεί μια εκτίμηση, άμεσα εξαρτημένη από την ποιότητα της βαθμονόμησης. Τέλος, όπως είναι φυσικό λόγω των ιδιοτήτων της μεθόδου, για βέλτιστα αποτελέσματα απαιτείται ένας εξειδικευμένος και έμπειρος χειριστής.

## | Βιβλιογραφία |

1. Abramovitch D. Y., Andersson S. B., Pao L. Y., Schitter G., **"A Tutorial on the Mechanisms, Dynamics, and Control of Atomic Force Microscopes"**, Proceedings of the 2007 American Control Conference, pp. 3488-3502, 2007
2. Acrysof IQ Aspheric IOL Product Information, Alcon Laboratories, Inc., 2010
3. Acrysof IQ Toric Astigmatism IOLP Product Information, Alcon Laboratories, Inc., 2009
4. Anderson K., El-Sheikh A., Newson T., **"Application of structural analysis to the mechanical behaviour of the cornea"**, Journal of The Royal Society, Vol. 1, Iss. 1, pp. 3-15, 2004
5. Apostolopoulos A. Lagiou D.P., Evangelatos Ch., Spyratou E., Bacharis C., Makropoulou M., Serafetinides A.A., **"UV laser ablation in intraocular lenses"**, SPIE, Vol. 8803, pp. 88030U1-11, 2013
6. Ben-Yakar A., Byer L. R., **"Femtosecond laser ablation properties of borosilicate glass"**, Journal Of Applied Physics, Vol. 96, Iss. 9, pp. 5316-5323, 2004
7. Bityurin N., Luk'yanchuk B.S., Hong M.H., Chong T.C., **"Models for Laser Ablation of Polymers"**, Chemical Reviews, Vol. 103, No. 6, pp. 519-552, 2003
8. Boulnois J-L., **"Photophysical Processes in Recent Medical Laser Developments: a Review"**, Lasers in Medical Science, Vol. 1, Iss. 1, pp. 47-66, January 1986
9. Boxer Wachler B.S., Wevill M., **"Mechanical Microkeratome Versus Femtosecond Laser"**, Cataract & Refractive Surgery Today Europe, pp.28-33, January 2010
10. Bozukova D., Pagnouille C., Jerome R., Jerome C., **"Polymers in modern ophthalmic implants –Historical background and recent advances"**, Materials Science and Engineering: Reports, Vol. 69, Iss. 6, p.63-83, 20 August 2010
11. Brannon J.H., Lamkard J.R., Baise A.I., Burns, F. Kaufman J., **"Excimer laser etching of polyimide"**, Journal of Applied Physics, Vol. 58, Iss. 5, pp. 2036, September 1985
12. Buratto L., Werner L., Zanini M., Apple D., **"Phacoemulsification: Principles and Techniques"** 2<sup>nd</sup> Edition, Slack incorporated, 2003
13. Buzard K.A., **"Introduction to biomechanics of the cornea"**, Refractive and Corneal Surgery, Vol. 8, Iss. 2, pp. 127-138, 1992
14. Carruth J.A.S., Mc Kenzie A.L., (μετάφραση: Σεραφετινίδης Α. Α., Μακροπούλου Μ.), **"Ιατρικά Lasers - Επιστήμη και Κλινική Εφαρμογή"**, Εκδόσεις Συμμετρία, 1994
15. Chaudhuri Z., Vanathi M., **"Postgraduate Ophthalmology"**, Jaypee Brothers Medical Publishers, 2012

16. Chen S., Kancharla V. V., Lu Y., "**Laser-based microscale patterning of biodegradable polymers for biomedical applications**", Int. J. of Materials and Product Technology, Vol. 18, pp. 457-468, 2003
17. Cook S.M., Schäffer T.E., Chynoweth K.M., Wigton M., Simmonds R.W., Lang K.M., "**Practical implementation of dynamic methods for measuring atomic force microscope cantilever spring constants**", Nanotechnology, Vol. 17, No. 9, pp. 2135, 2006
18. Dair G.T., Ashman R.A., Eikelboom R.H., Reinholz F., van Saarloos P.P., "**Absorption of 193- and 213-nm laser wavelengths in sodium chloride solution and balanced salt solution**", Archives of Ophthalmology, Vol. 119, No. 4, pp. 533-537, 2001
19. Davison J. A., Simpson M. J., "**History and development of the apodized diffractive intraocular lens**", Journal of Cataract & Refractive Surgery, Vol. 32, Iss. 5, pp.849-858, May 2006
20. Dorronsoro C., Siegel J., Remon L., Marcos S., "**Suitability of Filofocan A and PMMA for experimental models in excimer laser ablation refractive surgery**", Optics Express, Vol. 16, Iss. 25, pp. 20955-20967, 2008
21. Dougherty P.J., Wellish K.L., Maloney R.K., "**Excimer laser ablation rate and corneal hydration**", American Journal of Ophthalmology, Vol. 118, pp. 169-176, 1994
22. Douthwaite W. A., "**The asphericity, curvature and tilt of the human cornea measured using a videokeratoscope**", Ophthalmic and Physiological Optics, Vol. 23, Iss. 2, pp. 141-150, March 2003
23. Dyer P.E., "**Excimer laser polymer ablation: twenty years on**", Applied Physics A, Vol. 77, Iss. 2, pp. 167-173, July 2003
24. Eaton P., West P., "**Atomic Force Microscopy**", Oxford University Press, 2010
25. Fantner G. "**Atomic Force Microscopy**", Advanced Bioengineering Methods Laboratory, EPFL, 2012
26. Garrison B. J., Srinivasan R., "**Laser ablation of organic polymers: Microscopic models for photochemical and thermal processes**", Journal of Applied Physics, Vol. 57, Iss. 8, pp. 2909–2914, 1985
27. Goss D. A., Grosvenor T. P., Keller J. T., Marsh-Tootle W., Norton T. T., Zadnik K., "**Optometric Clinical Practice Guideline: Care of the Patient with Myopia**", American Optometric Association, 1997
28. Gower M., Rizvi N., "**Applications of Laser Ablation to Microengineering**", Proc. SPIE Vol. 4065, pp. 452-460, 2000
29. Guosheng Z., Fauchet P.M, Siegman A.E., "**Growth of spontaneous periodic surface structures on solids during laser illumination**", Physical Review B, Vol. 23, pp. 5366-5382, 1982

30. Hertz H., "**Über die Berührung fester elastischer Körper**", Journal für die reine und angewandte Mathematik, Vol. 92, pp. 156-171, 1881
31. Hauer M.P., "**Laser ablation of polymers studied by time resolved methods**", Doctoral Dissertation, Swiss Federal Institute Of Technology Zurich, 2004
32. <http://refractiveindex.info/?group=PLASTICS&material=PMMA>
33. <http://www.eyeboston.com/cataracts-eyeglasses.html>
34. [http://www.eyecrete.gr/index.php?option=com\\_content&view=article&id=14&Itemid=19](http://www.eyecrete.gr/index.php?option=com_content&view=article&id=14&Itemid=19)
35. <http://www.mit.edu/~6.777/matprops/pmma.htm>
36. <http://www.npl.co.uk/science-technology/surface-and-nanoanalysis/research/analytical-nano-probes/nanoanalysis-using-atomic-force-microscopy-afm/afm-spring-constant-calibration>
37. <http://www.opthalmologyweb.com/Tech-Spotlights/26432-YAG-Laser-Cataract-Surgery/>
38. <http://www.sas.org/E-Bulletin/archive/reference/material/byProperty.html>.
39. <http://www.scribd.com/doc/8637812/Acrylic-Material-Data-from-PARSGLASS>
40. IntraLase Corp, "**IntraLase FS™ Laser Operator's Manual**", 2006
41. Jay L., Brocas A., Singh K., Kieffer J.-C., Brunette I., Ozaki T., "**Determination of porcine corneal layers with high spatial resolution by simultaneous second and third harmonic generation microscopy**", Optics Express, Vol. 16, Iss. 21, pp. 16284-16293, 2008
42. Jellinek H. H. G., Srinivasan R., "**Theory of etching of polymers by far-ultraviolet high-intensity pulsed laser- and long-term irradiation**", The Journal of Physical Chemistry, Vol. 88, Iss. 14, pp. 3048-3051, 1984
43. JPK Instruments, "**Force spectroscopy measurements and processing**", Technical Summary, May 2009
44. Krauss J.M., Puliafito C.A., Steinert R.F., "**Laser interactions with the cornea**", Survey of Ophthalmology, Vol. 31, pp. 37-53, 1986
45. Krueger A., Féru P., "**Getting Practical: New materials such as Yb:KGW yield simpler, more versatile femtosecond systems**", SPIE's oemagazine, pp.23-25, 30 May 2004
46. Krumeich J. H., "**Comparison of Microkeratomes and Femtosecond Lasers**", Cataract & Refractive Surgery Today Europe, pp. 68-71, January 2012
47. Lagiou D.P., Evangelatos Ch., Apostolopoulos A., Spyratou E., Bacharis C., Makropoulou M. Serafetinides A.A., "**UV laser ablation patterns in intraocular lenses**", SPIE, Vol. 8770, pp. 8770171-17, 2012
48. Lembares A., Hu X.H., Kalmus G.W., "**Absorption spectra of corneas in the far ultraviolet region**", Investigative Ophthalmology and Visual Science, Vol. 38, No. 6, pp. 1283-1287, May 1997

49. Lin L., Hong M., Schmidt M., Zhong M., Malshe A., Huis in'tVeld B., Kovalenko V., "**Laser nano-manufacturing – State of the art and challenges**", CIRP Annals - Manufacturing Technology, Vol. 60, Iss. 2, pp. 735-755, 2011
50. Lippert T., "**UV Laser Ablation of Polymers: From Structuring to Thin Film Deposition**", Springer Series in Materials Science, Vol. 130, pp. 141-175, 2010
51. Liu J. M., "**Simple technique for measurements of pulsed Gaussian-beam spot sizes**", Optics Letters, Vol. 7, Iss. 5, pp. 196-198, 1982
52. Liu J., Roberts C.J., "**Influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurement: quantitative analysis**", Journal of Cataract & Refractive Surgery, Vol. 31, Iss. 1, pp. 146-155, 2005
53. Lombardo M., De Santo M.P., Lombardo G., Barberi R., Serrao S., "**Atomic force microscopy analysis of normal and photoablated porcine corneas**", Journal of Biomechanics, Vol. 39, Iss. 14, pp. 2719-2724, 2006
54. Lombardo M., Lombardo G., Carbone G., De Santo M.P., Barberi R., Serrao S., "**Biomechanics of the anterior human corneal tissue investigated with atomic force microscopy**", Investigative Ophthalmology Visual Science, Vol. 53, No. 2, pp. 1050-1057, 2012
55. Luk'yanchuk B., Bityurin N., Arnold N., Bäuerle D., "**The role of excited species in ultraviolet-laser materials ablation III. Non-stationary ablation of organic polymers**", Applied Physics A, Vol. 62, Iss. 5, pp. 397-401, 1996
56. Lydataki S., Lesniewska E., Tsilimbaris M.K., Panagopoulou S., Le Grimellec C., Pallikaris G., "**Excimer Laser Ablated Cornea Observed by Atomic Force Microscopy**", Single Molecules, Vol. 3, Iss. 2-3, pp. 141-147, June 2002
57. Malek S. G., "**Laser Tissue Interactions**", Technical Report, Medicals International LLC, 2001
58. Mancil G. L., Bailey I. L., Brookman K. E., Campbell J. B., Cho M. H., Rosenbloom A. A., Sheedy J. E., "**Optometric Clinical Practice Guideline: Care of the Patient with Presbyopia**", American Optometric Association, 2001
59. Manns F., Rol P. O., Wosnitza M., Maine P., Parel J-M. A., "**Scanning photorefractive keratectomy at 213 nm: PMMA ablations**", Proceedings SPIE, Vol. 3591, Ophthalmic Technologies IX, 18 June 1999
60. Meller D., Peters K., Meller K., "**Human cornea and sclera studied by atomic force microscopy**", Cell and Tissue Research, Vol. 288, Iss. 1, pp. 111-118, March 1997
61. Mrochen M., Semshichen V., Funk R.H., Seiler T., "**Limitations of erbium:YAG laser photorefractive keratectomy**", Journal of Refractive Surgery, Vol. 16, Iss. 1, pp. 51-59, 2000

62. Naessens K., "**Excimer laser ablation of microstructures in polymers for photonic applications**", Doctoral Dissertation, Universiteit Gent, Faculteit Wetenschappen, Vakgroep Informatietechnologie, 2004
63. Naessens K., Van Daele P., Baets R., "**Microlens fabrication in PMMA with scanning excimer laser ablation techniques**", Conference paper, 5<sup>th</sup> Annual symposium IEEE/LEOS Benelux chapter, 2000
64. New G., "**Introduction to Nonlinear Optics**", Cambridge University Press, 2011
65. Niemz M. H., "**Laser-Tissue interactions: Fundamentals and applications**", 3<sup>rd</sup> edition, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007
66. Nógrádi A., Hopp B., Révész K., Szabó G., Bor Z., Kolozsvári L., "**Atomic force microscopic study of the human cornea following excimer laser keratectomy**", Experimental Eye Research, Vol. 70, Iss. 3, pp. 363-368, March 2000
67. Owen R., "**A practical guide to AFM force spectroscopy and data analysis**", Technical Report, JPK instruments
68. Pakzad A., Simonsen J., Yassar R. S., "**Elastic properties of thin poly(vinyl alcohol)-cellulose nanocrystal membranes**" Nanotechnology, Vol. 23, No. 8, 2012
69. Paltauf G., Dyer P. E., "**Photomechanical Processes and Effects in Ablation**", Chemical Reviews, Vol. 103, pp.487-578, 2003
70. Paschotta R., "**Field Guide to Laser Pulse Generation**", SPIE Press Book, 30 October 2008
71. Pedder J.E.A, Holmes A.S., Dyer P.E., "**Improved model for the angular dependence of excimer laser ablation rates in polymer materials**", Applied Physics Letters, Vol.95, No.17, pp.174105-174105-3, Oct 2009
72. Raciukaitis G., Gedvilas M., "**Processing of polymers by UV picosecond lasers**", Presented at International Congress on Applications of Lasers & Electro-Optics 2005
73. Riordan-Eva P., Cunningham E., "**Vaughan & Asbury's General Ophthalmology**", 18<sup>th</sup> Edition, McGraw-Hill Professional, 2011
74. Salerno M., Bykov I., "**Tutorial: Mapping Adhesion Forces and Calculating Elasticity in Contact-Mode AFM**", Microscopy and Analysis, Vol. 20, Iss. 2, pp. S5-S8, 2006
75. Sanders T., Pujara T., Camelo S., Lai C.T., Van Saarloos P., Beazley L., Rodger J., "**A comparison of corneal cellular responses after 213-nm compared with 193-nm laser photorefractive keratectomy in rabbits**", Cornea, Vol.28, Iss.4, pp. 434-440, May 2009
76. Seifert J., Hammer C.M., Rheinlaender J., Sel S., Scholz M., Paulsen F., Schäffer T. E., "**Distribution of Young's Modulus in Porcine Corneas after Riboflavin/UVA-Induced Collagen Cross-Linking as Measured by Atomic Force Microscopy**", PLoS ONE, Vol. 9, Iss. 1, pp. 88186, 2014

77. Serafetinides A.A., Spyratou E., Makropoulou M., **"Laser ablation and high precision patterning of biomaterials and intraocular lenses"**, Proc. Spie 7747, 16<sup>th</sup> International School on Quantum Electronics: Laser Physics and Applications, 77470V, 2011
78. Seward H.C., **"Folding intraocular lenses: materials and methods"**, British Journal of Ophthalmology, Vol. 81, pp. 340-341, 1997
79. Shen J. H., Manns F., Joos K., Lee B., Denham D., Soederberg P. G., Parel J-M., **"Ablation rate of the human cornea and PMMA with fifth harmonic generation of Nd:YAG laser (213 nm)"**, Proceedings SPIE 2330, Lasers in Ophthalmology II, 12 January 1995
80. Spyratou E., Asproudis I., Tsoutsis D., Bacharis C., Moutsouris K., Makropoulou M., Serafetinides A.A., **"UV laser ablation of intraocular lenses: SEM and AFM microscopy examination of the biomaterial surface"**, Applied Surface Science, Vol. 256, Iss. 8, pp. 2539-2545, 1 February 2010
81. Spyratou E., Makropoulou M., Serafetinides A. A., **"Study of visible and mid-infrared laser ablation mechanism of PMMA and intraocular lenses: experimental and theoretical results"**, Lasers in Medical Science, Vol. 23, Iss. 2, pp. 179-188, 2008
82. Spyratou E., Makropoulou M., Tsoutsis D., Zoulinakis G., Bacharis C., Asproudis I., Serafetinides A.A., **"Conical Structures on Acrylic Intraocular Lens (IOLs) Materials after 193-nm Excimer Laser Ablation"**, Materials Sciences and Applications, Vol.3, pp. 414-424, 2012
83. Srinivasan R., **"Ablation of polymers and tissue by ultraviolet lasers"**, SPIE 1064, pp. 77-82, 1989
84. Srinivasan R., Braren B., **"Ultraviolet laser ablation of organic polymers"**, Chemical Reviews, Vol. 89, No. 6, pp. 1303-1316, 1989
85. Srinivasan R., Braren B., Casey K. G., **"Ultraviolet laser ablation and decomposition of organic materials"**, Pure & Appl. Chem., Vol. 62, No. 8, pp. 1581-1584, 1990
86. Srinivasan R., Braren B., Dreyfus R.W., Hadel L., Seeger D.E., **"Mechanism of the ultraviolet laser ablation of polymethyl methacrylate at 193 and 248 nm: laser-induced fluorescence analysis, chemical analysis, and doping studies"**, Journal of the Optical Society of America, Vol. 3, Iss.5, pp. 785-791, May 1988
87. Srinivasan R., Mayne-Banton V., **"Selfdeveloping photoetching of poly (ethylene terephthalate) films by far - ultraviolet excimer laser radiation"**, Applied Physics Letters, Vol. 41, Iss. 6, pp. 576, 1982
88. Srinivasan V., Smrtic Mark A., Babu S.V., **"Excimer laser etching of polymers"**, Journal of Applied Physics, Vol.59, Iss. 11, pp. 3861-3867, 1986
89. Steiner R., **"Laser-Tissue Interactions"**, Laser and IPL Technology in Dermatology and Aesthetic Medicine, pp. 23-36, 2011



90. Steinert R. F., "**Cataract Surgery: Expert Consult**", 3<sup>rd</sup> edition, Saunders Elsevier, 2010
91. Svelto O., (μετάφραση: Κουρούκλης Α., Σεραφετινίδης Α. Α.), "**Αρχές των Lasers**", Εκδόσεις Συμμετρία, Αθήνα 1986
92. Tiaw K.S., Hong M.H., Teoh S.H., "**Precision laser micro-processing of polymers**", Journal of Alloys and Compounds, Vol. 449, Iss. 1–2, pp.228–231, 31 January 2008
93. Trivedi R. H., Pandey S. K., "**Pediatric Cataract Surgery: Techniques, Complications, and Management**", 1<sup>st</sup> edition Lippincott Williams & Wilkins, 2005
94. Wilson J., Hawkes J., (μετάφραση: Σεραφετινίδης Α. Α., Μακροπούλου Μ. Ι., Παπαγιάννης Α., Ζεργιώτη Ι., Φαμπρικέζη Ε.), "**Οπτοηλεκτρονική: μια εισαγωγή**", Πανεπιστημιακές Εκδόσεις ΕΜΠ, Αθήνα 2007
95. Wollensak G, Spoerl E., Seiler T., "**Stress-strain measurements of human and porcine corneas after riboflavin-ultraviolet-A-induced cross-linking**", Journal of Cataract and Refractive Surgery, Vol. 29, Iss. 9, 2003
96. Zelichowska B., Rekas M., Stankiewicz A., Cervino A., Montes-Mico R., "**Apodized diffractive versus refractive multifocal intraocular lenses: Optical and visual evaluation**", Journal of Cataract & Refractive Surgery, Vol. 34, Iss. 15, pp. 2036-2042, December 2008
97. Ασημέλλης Γ., "**Οπτική και υπερόραση: Από την κλασική οπτική στις σημερινές τεχνολογικές εξελίξεις**", Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας, Αθήνα 2008.
98. Ζευγώλης Δ., "**Εφαρμοσμένη οπτική με θέματα οπτικοηλεκτρονικής και Laser**", Εκδόσεις Τζιόλα, 2007
99. Περδικάκης Ε. Ν., "**Μέτρηση και αξιολόγηση της δυναμικής προσαρμογής του οφθαλμού πριν και μετά από διαθλαστικές επεμβάσεις διόρθωσης μυωπίας με excimer laser**", Μεταπτυχιακή εργασία, Πρόγραμμα "Οπτική και Όραση" Παν. Κρήτης, Ηράκλειο, 2008
100. Ταχιάος Π., Δεσίρης Π., "**Πολυεστιακοί ενδοφακοί**", Εισήγηση, 40ο Πανελλήνιο Οφθαλμολογικό Συνέδριο, Ελληνική Οφθαλμολογική Εταιρεία, 2010
101. Τσικλής Ν.Σ., "**Η χρήση του laser στερεάς κατάστασης Nd:Yag laser 213nm στην διαθλαστική χειρουργική**", Διδακτορική διατριβή, Πανεπιστήμιο Κρήτης, Σχολή Επιστημών Υγείας, Τμήμα Ιατρικής, Κλινική Οφθαλμολογική, Ηράκλειο 2009

